



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ

ESCOLA DE SAÚDE E BIOCÊNCIAS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO DENTÍSTICA

MARTA FÁVARO COSTA CESÁRIO PEREIRA

**MICRODUREZA DE RESINAS COMPOSTAS EM FUNÇÃO
DO CONTEÚDO INORGÂNICO**

Curitiba
2015

MARTA FÁVARO COSTA CESÁRIO PEREIRA

**MICRODUREZA DE RESINAS COMPOSTAS EM FUNÇÃO
DO CONTEÚDO INORGÂNICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração em Dentística

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Vieira

Curitiba

2015

Dados da Catalogação na Publicação
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR
Biblioteca Central

P436m
2015

Pereira, Marta Fávaro Costa Cesário
Microdureza de resinas compostas em função do conteúdo inorgânico /
Marta Fávaro Costa Cesário Pereira ; orientador, Sérgio Vieira. – 2015.
60 f. : il. ; 30 cm

Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná,
Curitiba, 2015

Inclui bibliografias
Texto em português e inglês

1. Resinas compostas – Propriedades mecânicas. 2. Resinas dentárias.
4. Odontologia. I. Vieira, Sérgio Roberto, 1960-. II. Pontifícia Universidade
Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDD 20. ed. – 617.6

TERMO DE APROVAÇÃO

MARTA FÁVARO COSTA CESÁRIO PEREIRA

MICRODUREZA DE RESINAS COMPOSTAS EM FUNÇÃO DO CONTEÚDO INORGÂNICO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como parte dos requisitos parciais para a obtenção do Título de **Mestre em Odontologia**, Área de Concentração em **Dentística**.

Orientador(a):


Prof. Dr. Sérgio Vieira
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR


Prof. Dr. Rui Fernando Mazur
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR


Profª Drª Carla Castiglia Gonzaga
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, UP

Curitiba, 21 de setembro de 2015.

Não sou obrigado a vencer
mas tenho o dever de ser verdadeiro.

Não sou obrigado a ter sucesso
mas tenho o dever de corresponder à luz que tenho.

Abraham Lincoln

AGRADECIMENTOS

A Deus por sempre me colocar no caminho certo, na hora certa.

À minha família, Carlos, André, Adriano e Alberto, minha inspiração para sempre continuar caminhando.

Ao meu orientador, Sérgio Vieira, por acreditar que eu seria capaz de atingir os objetivos.

Aos professores do Mestrado em Dentística, Evelise, Rui, Rodrigo e Andréa pela paciência e dedicação em ensinar.

Ao professor Sérgio Ignácio pela realização da análise estatística.

À amiga do doutorado, Elisa Balbinot, pela amizade e parceria nesse projeto que criamos juntas.

À minha querida turma, Berthyelle, Gabriela, Viviane e Raquel pela ajuda e companhia em todos os momentos que estivemos juntas durante esses anos.

A Sra. Neide Reis Borges e Sra. Flávia Beuting Pereira, secretárias da pós-graduação, pelo atendimento sempre rápido, educado e eficiente que disponibilizam aos alunos.

A Sra. Nilce Maria Reis, da clínica de pós-graduação, pelo auxílio nos momentos de atendimento aos pacientes.

Ao Sr. Cleomar pela disposição em sempre ajudar na execução dos testes de laboratório.

SUMÁRIO

ARTIGO EM PORTUGUÊS	1
Página título	1
Resumo	2
Introdução.....	3
Material e Método	5
Resultados.....	8
Discussão	11
Conclusão.....	16
Referências.....	17
Anexos	20
Fotos.....	20
Análise estatística.....	23
Resumo artigos	24
Normas publicação.....	38
ARTIGO EM INGLÊS.....	42
Title page	42
Abstract.....	43
Introduction	44
Material and Methods	46
Results.....	49
Discussion	52
Conclusions	57
References	58

1 **ARTIGO EM PORTUGUÊS**

2

3 **Página Título**

4

5 Título: Microdureza de resinas compostas em função do conteúdo inorgânico.

6

7

8 Título curto: Microdureza e conteúdo inorgânico.

9

10

11

12 **Marta Fávaro Costa Cesário Pereira**

13 C.D., Especialista, Mestranda em Odontologia.

14 Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração em
15 Dentística, Escola de Saúde e Biociências, Pontifícia Universidade Católica do
16 Paraná, Curitiba, Paraná, Brasil.

17

18

19 **Sérgio Vieira** (autor correspondente)

20 C.D., Especialista, Mestre e Doutor em Odontologia.

21 Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração em
22 Dentística, Escola de Saúde e Biociências, Pontifícia Universidade Católica do
23 Paraná, Curitiba, Paraná, Brasil.

24 Rua Imaculada Conceição, 1155 - Prado Velho.

25 CEP: 80215-901 Curitiba - PR - Brasil

26 Tel: +55 (41) 3271-1637; Fax: +55 (41) 3271-1405

27 E-mail: s.vieira@pucpr.com.br

28

1 **Resumo**

2
3 O objetivo deste estudo foi avaliar a microdureza Knoop (KHN-Kg/mm²) na
4 superfície topo e base de resinas compostas em função do conteúdo inorgânico
5 (%). Foram avaliadas onze resinas compostas, na cor A2: Filtek Z250 XT (Z250),
6 Filtek Z350 XT (Z350), Venus (VEN), Charisma (CHA), Charisma Opal (CHAO),
7 Charisma Diamond (CHAD), Opallis (OPAL), Esthet-X HD (ESTH), Premisa
8 (PRE), Brilliant NG (BRIL) e TPH3 (TPH). Para KHN foi utilizada carga constante
9 de 200 g por 20 seg e seus valores obtidos após armazenamento em ambiente
10 escuro, a 37°C por 24h em alta umidade relativa. Posteriormente, os espécimes
11 foram incinerados para a verificação do conteúdo inorgânico. Os dados de KHN
12 superfície topo e base foram submetidos à ANOVA dois fatores e Tukey HSD, e
13 para a correlação KHN e conteúdo inorgânico foi utilizado o teste de Correlação
14 de Pearson. O nível de significância adotado em todos os testes foi $\alpha=5\%$. Para
15 microdureza topo e base a resina Z250 apresentou os maiores valores médios
16 (topo = 92,07 kg/mm², base = 69,38 kg/mm²) e a resina OPAL os menores
17 valores (topo = 46,97 kg/mm², base = 25,81 kg/mm²). O conteúdo inorgânico
18 variou de 77,62% a 68,77% com CHAD apresentando a maior porcentagem e a
19 menor para OPAL. Em conclusão, a correlação entre variável microdureza e
20 conteúdo inorgânico é material dependente visto que neste estudo, na maioria
21 das resinas compostas avaliadas houve aumento de microdureza com aumento
22 do conteúdo inorgânico e microdureza topo foi maior que base independente da
23 resina composta.

24
25
26
27 *Palavras-chave: dureza, resina composta, tamanho de partícula.*

28
29
30
31 **Significância clínica:** O estudo pode auxiliar o clínico na escolha de resinas
32 compostas com melhores propriedades mecânicas, que levam ao melhor
33 desempenho clínico e maior longevidade.

1 Introdução

2 Desde que as primeiras resinas compostas foram desenvolvidas, muitos
3 esforços para melhorar seu desempenho clínico têm sido realizados.^{1,2} Elas são
4 constituídas de uma matriz polimérica misturada com cargas inorgânicas
5 reforçadas com silano, que promove uma ligação entre a matriz orgânica e as
6 cargas.^{3,4} Pesquisas sobre a matriz das resinas compostas são principalmente
7 baseadas no desenvolvimento de novos monômeros enquanto estudos sobre o
8 conteúdo de carga focam na quantidade, tamanho das partículas, silanização e
9 sobre o desenvolvimento de novas partículas.¹ Tais estudos são de grande
10 importância porque as propriedades mecânicas, como força de compressão,
11 dureza, força flexural e módulo de elasticidade das resinas compostas dependem
12 grandemente da quantidade, tamanho e forma das partículas de carga.^{1,2}

13 Vários sistemas de classificação para resinas compostas foram
14 desenvolvidos, baseados no tamanho das partículas de carga.^{4,5} Segundo
15 Ferracane,⁶ dentro de cada tipo de compósito, os materiais se distinguem pelas
16 características de suas cargas de reforço, e em particular pelo seu tamanho.
17 Resinas microparticuladas possuem cargas de sílica de 40-50 nm e resinas
18 microhíbridas apresentam partículas de vidro de 0,4-1 µm acrescidas de
19 partículas de sílica de 40 nm; e a mais recente inovação tem sido o
20 desenvolvimento de compósitos nanoparticulados, contendo somente partículas
21 que incluem média de tamanho de 1-100 nm.⁶ Muitos fabricantes tem modificado
22 a formulação de suas microhíbridas para incluir mais nanopartículas, e este grupo
23 tem sido chamado de resina nanohíbrida. Os materiais nanoparticulados e
24 nanohíbridos representam o estado da arte em termos de formulação da carga.^{6,7}
25 Os nanocompósitos estão disponíveis como os tipos nanohíbridos contendo
26 partículas de vidro pulverizado e discretas nanopartículas e os tipos
27 nanoparticulados que contém partículas em tamanho nano e aglomerados
28 destas partículas.^{7,8}

29 A efetividade de polimerização de uma resina composta pode ser avaliada
30 por métodos diretos ou indiretos e, entre os métodos indiretos, os mais usados
31 são os testes de microdureza com endentadores Knoop e Vickers.⁹ A dureza de
32 um compósito é uma qualidade do material que resiste as forças de degradação

1 e melhora a função da restauração sendo o teste de microdureza um método
2 relativamente simples e confiável de resultados.^{10,11}

3 As propriedades mecânicas são principalmente relacionadas ao conteúdo
4 de carga, com os compósitos tendo mais carga sendo mais fortes, mais rígidos e
5 mais resistentes.⁶ Portanto, o objetivo dos fabricantes é maximizar a quantidade
6 de carga e minimizar o tamanho das partículas sem prejudicar outras
7 propriedades.⁵ A porcentagem de carga pode ser expressa por massa ou por
8 volume e ambos são usados para estudar a influência da quantidade de carga
9 sobre propriedades mecânicas.³

10 Compósitos dentais atuais têm propriedades mecânicas adequadas para o
11 uso em todas as áreas da boca, mas a preocupação ainda persiste quando os
12 materiais são colocados em situação de alto estresse, especialmente em
13 pacientes com bruxismo ou hábitos parafuncionais, principalmente em relação a
14 fratura e desgaste.⁶ O desgaste é considerado um problema menor para os
15 compósitos atuais, em grande parte devido ao tamanho das partículas e com
16 significativa redução da intensidade do desgaste abrasivo. Entretanto, quando
17 colocado em restaurações amplas, em vários dentes em um quadrante, e quando
18 usadas para reconstituir cúspides, o desgaste desses materiais ainda demanda
19 atenção.⁶

20 O objetivo deste estudo foi avaliar a microdureza no topo e base de
21 resinas compostas, em relação ao conteúdo inorgânico.

22 As hipóteses nulas testadas no estudo foram:

23 1) Não existe diferença significativa nos valores médios da variável
24 Microdureza (KHN) com relação a Posição (topo e base), independente da
25 resina.

26 2) Não existe correlação significativa entre as variáveis Microdureza
27 (KHN) e Conteúdo Inorgânico (%).

28

1 Materiais e Métodos

2 As 11 resinas compostas na cor A2 avaliadas nesse estudo são
3 apresentadas na Tabela 1.

4 Tabela1: Descrição das resinas utilizadas no estudo.

Produto Fabricante	Lote	Matriz	Fotoiniciador	Carga	Conteúdo Inorgânico (Massa)
Filtek Z250 XT (Z250) 3M Espe, St. Paul, MN, EUA	1326700385	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA Bis-EMA	NI*	Sílica 0,2 nm Zircônia/Sílica 0,1-10 µm	81,8%
Filtek Z350 XT (Z350) 3M Espe, St. Paul, MN, EUA	1320400385	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA, Bis-EMA	NI*	Sílica 0,2 µm Zircônia 4-11 µm	78,5%
Venus (VES) Heraus-Kulzer, Hanau, Alemanha	10406	Bis-GMA	NI*	Vidro barioaluminiofluoretado ø 0,7 µm; máx < 2 µm Dióxido de silício disperso ø 0,04 µm	78%
Charisma (CHA) Heraus-Kulzer, Hanau, Alemanha	10600	Bis-GMA	NI*	Vidro barioaluminiofluoretado 0,02-2 µm Dióxido de silício altamente disperso 0,02-0,07 µm	78%
Charisma Opal (CHAO) Heraus-Kulzer, Hanau, Alemanha	10101	Bis-GMA	NI*	Vidro de bario-alumínio 0,02-2 µm Sílica altamente dispersa 0,02-0,07 µm	78%
Charisma Diamond (CHAD) Heraus-Kulzer, Hanau, Alemanha	10045	TCI-DI-HEA de UDMA	NI*	Cargas de 5 nm-20 µm Vidro de fluoreto de bário e alumínio Nano partículas altamente discretas	82%
Opallis (OPAL) FGM Joinville, SC, Brasil	200513	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Bis-EMA	Canforoquinona	Vidro de Bário-Alumino silicato Nanopartícula de dióxido de silício Partículas de 40nm a 3,0 µm e tamanho médio de 0,5 µm	78,5% a 79,8%
Esthet-X HD (ESTH) Dentsply, Milford, DE, EUA	951136G	Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA	Canforoquinona	Vidro de Fluoroborosilicato de Bário 0,4 a 0,7 µm e Nanosílica 0,04 µm	NI*
TPH3 (TPH) Dentsply, York, PA, EUA	9455916	Bis-GMA	NI*	Vidro de Bário Alumínio Borosilicato silanizado Vidro de Bário Flúor Alumínio Borosilicato silanizado Sílica	75%
Brilliant NG (BRIL) Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil	1304744	Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA,	NI*	Partículas de 0,1-2,5 µm Tamanho médio 0,6 µm	80%
Premisa (PRE) Kerr, Orange, CA, EUA	5024796	Bis-GMA, TEGDMA	Canforoquinona	Vidro de Bário Aluminoborossilicato com nanocarga de sílica	84%

5 Dados fornecidos pelo fabricante

* Não informado

1 *Microdureza Knoop*

2 Dez espécimes de cada resina composta foram confeccionados em um
3 molde metálico bipartido de 5 mm de diâmetro x 2 mm de espessura. Em
4 ambiente com pouca luz o molde foi colocado sobre uma lamínula de vidro
5 (Kasvi, Curitiba, PR, Brasil), com espessura variando de 0,13 a 0,16 mm, coberta
6 por uma tira de poliéster (Maquira, Maringá, PR, Brasil). A resina composta foi
7 inserida em incremento único para evitar a inclusão de bolhas. A superfície
8 superior do molde foi coberta com outra tira de poliéster seguida de uma lamínula
9 de vidro e todo o conjunto foi pressionado por grampos durante 15 seg. Cada
10 espécime foi fotoativado na superfície topo com uma fonte de luz led Raddi-call
11 (SDI, Bayswater, Victoria, Austrália) por 40 seg com intensidade de luz de 1200
12 mW/cm² padronizando a incidência de luz perpendicular a superfície da amostra.
13 Após a polimerização os espécimes foram removidos cuidadosamente do molde,
14 a base marcada com caneta permanente, os excessos removidos com o auxílio
15 de lâmina de bisturi número 15 (BD Company, Franklin Lakes, NJ, EUA) e
16 armazenados em ambiente escuro por 24 h a 37°C, em alta umidade relativa a
17 fim de aguardar a conversão do monômero.

18 Após 24 h, o topo de cada espécime foi lixado manualmente por 30 seg
19 com lixas SiC (3M do Brasil, Sumaré, SP, Brasil) nas granulações de 1200, 1500
20 e 2000 na presença de água. Na sequência foi realizado o polimento dos
21 espécimes com feltro e pasta de diamante (Arotec, Cotia, SP, Brasil) na grana 1 e
22 1/4 por 1 min. Entre cada lixa e cada pasta as amostras foram agitadas em
23 ultrassom com água destilada.

24 O teste de microdureza (HMV-2T, Shimadzu, Tóquio, Japão) foi realizado
25 com o endentador Knoop com aplicação de carga constante de 200 g por 20 seg
26 realizando cinco endentações na superfície topo e cinco na base de cada
27 espécime com distância de 1,5 mm entre elas. Para evitar erros de leitura as
28 medidas de microdureza topo e base ficaram a uma distância de 1,0 mm da
29 periferia para evitar qualquer possível efeito do molde metálico sobre a
30 polimerização da resina composta.^{11,12} Para todos os espécimes as distâncias e
31 localização das endentações foram similares.^{11,12} Os valores finais de
32 microdureza Knoop (KHN-kg/mm²) foram obtidos das médias dessas cinco
33 medidas.

34

1 *Relação topo-base*

2 Para determinar os valores da relação topo-base de cada resina composta
3 foi usada a fórmula:

$$4 \quad X (\%) = 100 \times \left(\frac{\text{Base}}{\text{Topo}} \right)$$

9 *Fração das partículas em massa*

10 90 mg de cada resina composta foi preparada, seguindo a mesma
11 metodologia dos espécimes da avaliação de microdureza Knoop, para a
12 realização da queima. Os espécimes foram pesados em balança analítica
13 Explorer (Ohaus, Union, NJ, EUA) para determinar a massa da resina composta
14 polimerizada. Para eliminar a fase orgânica, os espécimes foram queimados em
15 mufla (Jung, Blumenau, SC, Brasil) a 900°C por 60 min com aquecimento de
16 60°C por min. Após a queima os espécimes foram levados ao dessecador para o
17 resfriamento por 120 min e posteriormente pesado novamente para determinar a
18 massa das partículas de carga. O valor final para determinar a porcentagem em
19 massa da porção inorgânica foi calculado usando a seguinte fórmula:

$$22 \quad X (\text{inorgânica}) = \frac{100\% (\text{orgânica} + \text{inorgânica}) \times \text{massa resina após a queima}}{\text{massa resina antes da queima}}$$

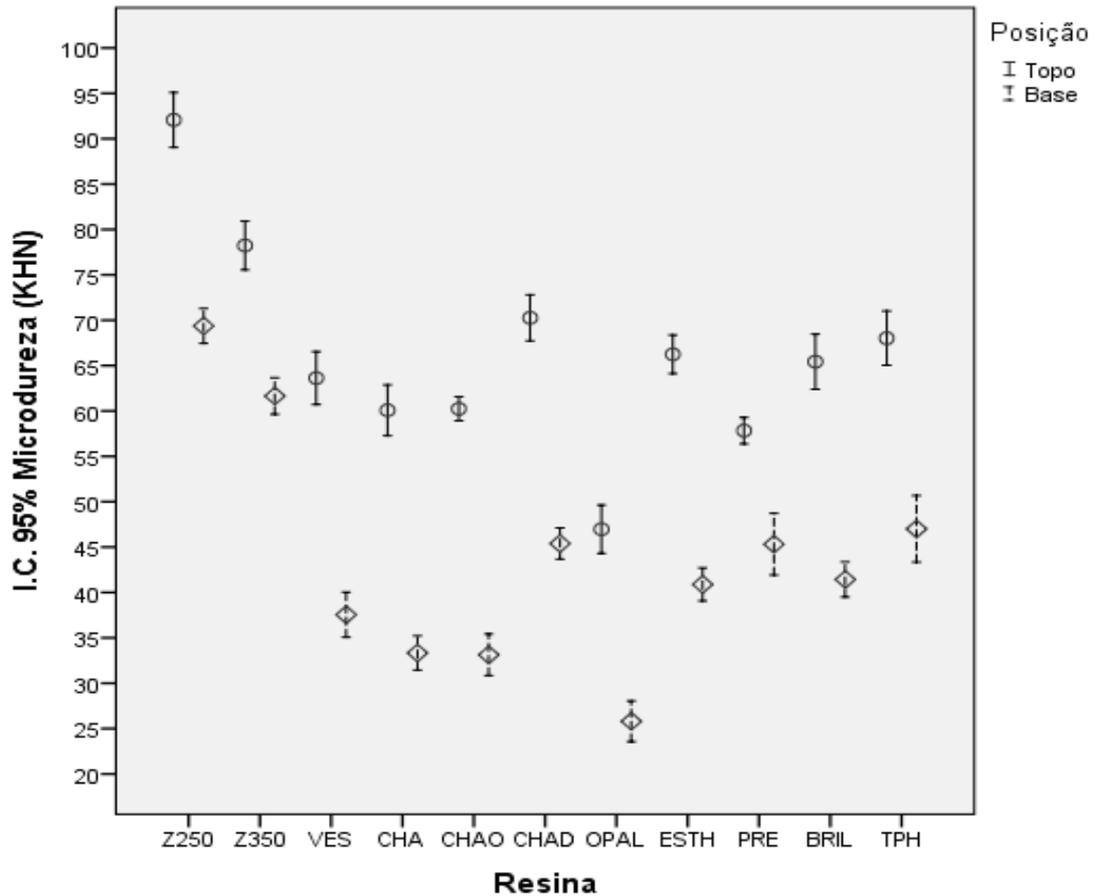
26 *Análise estatística*

27 Para a primeira hipótese utilizou-se os testes de Shapiro-Wilk para verificar
28 a normalidade, Levene para avaliar homogeneidade de variância, ANOVA dois
29 fatores para ver se existia diferença entre os dados, e Tukey HSD para
30 comparações múltiplas. Para a verificação da segunda hipótese foi utilizado teste
31 de Shapiro-Wilk e Correlação de Pearson. Todos os testes tiveram nível de
32 significância de 0,05. A análise dos dados foi realizada com o programa SPSS
33 22.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA).

1 **Resultados**

2 *Microdureza*

3 Os valores de microdureza topo e base de cada espécime foram obtidos
4 da média das cinco endentações realizadas em cada superfície e representados
5 na Figura 1.



6

7

8 Figura 1. Valores médios de microdureza Knoop e intervalo de confiança.

9

10 Para microdureza topo e base a resina Z250 apresentou os maiores
11 valores médios (topo = 92,07 kg/mm², base = 69,38 kg/mm²) e a resina OPAL os
12 menores valores (topo = 46,97 kg/mm², base = 25,81 kg/mm²).

13 Para todas as resinas compostas avaliadas a média da superfície topo
14 apresentou valores superiores a média da superfície base. Diferenças de
15 microdureza entre as resinas compostas e o desvio-padrão são mostradas na
16 tabela abaixo.

17

18

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22

Tabela 2: Médias (desvio padrão) para microdureza topo.	
Posição Topo	Média (KHN) DP
Z250	92,07 (4,22) A
Z350	78,23 (3,76) B
CHAD	70,26 (3,54) C
TPH	68,02 (4,18) C D
ESTH	66,24 (2,97) C D
BRIL	65,44 (4,25) C D E
VES	63,62 (4,06) D E
CHAO	60,24 (1,86) E F
CHA	60,08 (3,91) E F
PRE	57,83 (2,04) F
OPAL	46,97 (3,72) G
Médias seguidas por letras iguais na coluna indicam que não existe diferença ao nível de significância de 5%. Letras diferentes na coluna indicam diferença ao de nível de significância de 5%.	

23

Tabela 3: Médias (desvio padrão) para microdureza base.	
Posição Base	Média (KHN) DP
Z250	69,38 (2,69) A
Z350	61,65 (2,81) B
TPH	47,01 (5,14) C
PRE	45,32 (4,76) C D
CHAD	44,07 (2,39) C D
BRIL	41,43 (2,71) C D E
ESTH	40,89 (2,54) D E
VES	37,55 (3,48) E F
CHA	33,34 (2,63) F
CHAO	33,13 (3,21) F
OPAL	25,81 (3,21) G
Médias seguidas por letras iguais na coluna indicam que não existe diferença ao nível de significância de 5%. Letras diferentes na coluna indicam diferença ao de nível de significância de 5%.	

24 Para posição topo e base as resinas compostas Z250, Z350 e OPAL
25 foram diferentes de todas as outras resinas compostas avaliadas, uma vez que o
26 teste de Tukey indicou $p < 0,05$.

27
28 Tabela 4. Relação topo-base para microdureza Knoop.

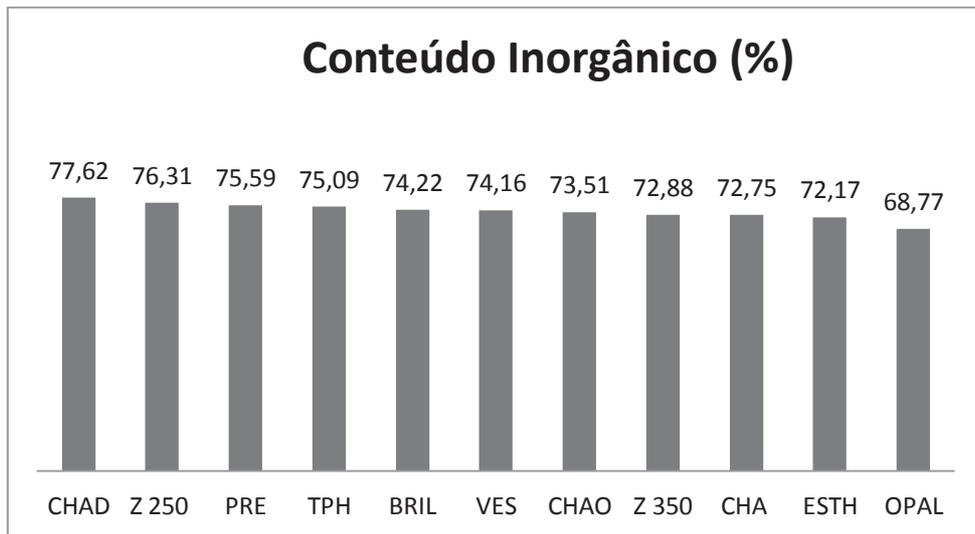
Material	Z250	Z350	VES	CHA	CHAO	CHAD	OPAL	ESTH	PRE	BRIL	TPH
Relação topo-base (%)	75	79	59	55	55	63	55	62	78	63	69

29
30
31 Para a relação topo-base o maior valor foi para a resina composta Z350
32 com 79% e três resinas compostas (OPAL, CHAO e CHA) mostraram o menor
33 valor de 55%.

1
2
3
4
5
6

Fração das partículas em massa

O conteúdo de carga inorgânica em massa encontrado em cada uma das onze resinas compostas está representado na Figura 2.



7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21

Figura 2: Porcentagem de conteúdo inorgânico em massa.

Os valores variaram de 77,62% a 68,77% sendo que a CHAD foi a que obteve a maior porcentagem de carga em massa e a OPAL o menor valor.

Para a Correlação de Pearson quando avaliado conteúdo inorgânico e microdureza considerando a posição topo, ela foi positiva com $r = 0,5824$ e estatisticamente diferente de zero, mostrando que aumento do conteúdo inorgânico implica em aumento da microdureza. Da mesma forma para a posição base a correlação foi de $r = 0,5441$ e estatisticamente diferente de zero. A correlação tanto para topo como para base apresentou-se na faixa regular entre 0,30 e 0,60.

1 **Discussão**

2 A escolha da cor A2 para a realização desse estudo deve-se ao fato de ser
3 a mais utilizada em protocolos de pesquisas e seus corantes apresentarem uma
4 menor interferência na polimerização da resina.¹¹ Irradiância mínima de 400
5 mW/cm² tem sido recomendada, de modo geral, para todas as resinas
6 compostas² e o aparelho LED utilizado apresentou intensidade de luz de 1200
7 mW/cm². A opção pelo uso do LED é devido ao seu prorrogado tempo de vida e
8 pequena degradação de saída de luz ao longo do tempo. LEDs podem operar
9 com bateria e consumir pouca energia além de gerar um intervalo de
10 comprimento de onda de 410 nm a 490 nm, o qual coincide com o pico central de
11 absorção do comum fotoiniciador, canforoquinona.¹³

12 Em relação aos valores de microdureza sobre diferentes superfícies, os
13 dados desse estudo mostraram que as médias de microdureza das superfícies
14 topo foram mais altas que as da base, levando a rejeição da primeira hipótese. A
15 superfície topo apresentou uma maior polimerização da resina composta,
16 estando de acordo com estudos anteriores.^{13,14} A quantidade de energia de luz
17 alcançada na região de topo e base do espécime de resina composta é
18 fortemente dependente de vários fatores, como intensidade de saída de luz,
19 tempo da exposição, distância da fonte de luz até o material, composição do
20 material, cor, translucidez e espessura do incremento¹³. Para as onze resinas
21 compostas foi utilizado o tempo padrão de 40 seg de polimerização, na
22 espessura de 2 mm e com a fonte de luz tocando a lamínula que cobria o
23 espécime. A superfície de topo normalmente recebe quantidade de luz suficiente
24 para a polimerização, mas em maior profundidade da resina, a atenuação da luz
25 dá origem a menos moléculas de canforoquinona excitada, e a oportunidade de
26 colisão com uma amina diminuem conseqüentemente. Como resultado, a reação
27 de polimerização prossegue mais lentamente para uma menor polimerização da
28 base, resultando na diminuição do grau de conversão e dureza.¹³

29 Apesar de diferenças na metodologia em relação a carga e tempo, os
30 valores encontrados nesse estudo para microdureza topo corroboram com os
31 dados encontrados por Blackham *et al.*⁵ Os dois estudos encontraram valores
32 médios maiores para a microdureza Knoop na resina composta Z250 em relação
33 aos valores médios das resinas ESTH e PRE. Da mesma forma que Moraes *et*

1 $a/^{15}$ foi verificado também valores médios superiores de dureza base para a
2 resina Z250 comparados aos valores médios das resinas TPH3 e PRE. Uma vez
3 que esse estudo mostrou que os valores das resinas Z250 e Z350 para
4 microdureza topo e base foram diferentes entre si e maiores do que todas as
5 outras resinas compostas parece ser uma tendência que resinas que apresentam
6 em sua composição uma mistura de partículas de sílica e zircônia demonstrem
7 maior propriedade mecânica de microdureza quando comparadas com resinas
8 que apresentem em sua composição apenas partículas de vidro ou vidro com
9 sílica.

10 Os resultados de microdureza apresentados na Figura 1 mostram que as
11 resinas apresentaram interação e diferença. A interação é representada pelo
12 decréscimo dos valores médios de microdureza topo para a microdureza base,
13 sendo isso o que ocorreu para todas as resinas, entretanto esse comportamento
14 de decréscimo foi diferente entre elas. Observamos que, em valores absolutos, a
15 resina PRE apresentou o menor decréscimo de microdureza topo para base, e a
16 CHAO o maior decréscimo. As resinas também apresentaram diferença porque
17 os intervalos topo e base da mesma resina nunca estiveram se tocando,
18 mostrando que microdureza topo sempre foi maior que base ao analisarmos a
19 mesma resina.

20 De acordo com Bouschlicher¹⁶, um valor acima de 80% na relação de
21 dureza topo-base indica adequada profundidade de polimerização. Os valores de
22 microdureza são altamente dependentes do tamanho, peso e volume de
23 partículas de carga, bem como da composição química da resina composta
24 quando o instrumento de teste produz uma maior endentação que o tamanho da
25 partícula.¹⁴ Consequentemente, os valores de microdureza são uma média da
26 microdureza das partículas e da matriz.¹⁴ Segundo Torno⁹, o cálculo do grau de
27 conversão baseado somente na relação topo-base pode levar a errôneas
28 interpretações, pois o espécime testado pode ser pobremente polimerizado e, se
29 a dureza da superfície base for similar a do topo, essa relação pode ser maior
30 que 80%.⁹ Se somente essa relação for levada em consideração, nesse estudo a
31 resina composta PRE que apresentou uma relação topo-base de 78% (topo =
32 57,83 kg/mm², base = 45,32 kg/mm²) poderia ser similar a resina Z350 que
33 exibiu relação topo-base de 79% (topo = 78,23 kg/mm² e base = 61,65 kg/mm²).
34 Consequentemente, a convencional relação topo-base de 80%-90% mostra não

1 ser apropriada para avaliar eficiência de polimerização de resinas compostas, a
2 menos que seja definido um limite mínimo para dureza topo e base de resinas
3 compostas.⁹

4 De acordo com a Correlação de Pearson existe uma tendência de que
5 quanto maior a quantidade de carga em massa, maiores os valores de
6 microdureza. Entretanto isso não foi verdadeiro para todas as resinas compostas
7 avaliadas, levando a aceitação da segunda hipótese. As onze resinas compostas
8 avaliadas apresentaram porcentagem de conteúdo inorgânico com máximo de
9 variação de 12% entre CHAD e OPAL e com base no Coeficiente de Variação de
10 Pearson para valores até 20% a distribuição dos dados é considerada
11 homogênea.

12 Existem diferentes métodos para avaliar a quantidade de cargas em
13 relação a massa de resinas compostas. Análise termogravimétrica (TGA) e a
14 técnica da incineração baseiam-se na eliminação da fração orgânica de uma
15 resina composta por aquecimento a uma temperatura constante e a parte
16 remanescente correspondem as cargas inorgânicas. O padrão de estabilidade
17 observado com as curvas da análise termogravimétrica depois de 750°C também
18 permite validar a técnica da incineração que usa uma temperatura de 900°C
19 durante uma hora. Para porcentagem de partículas em massa ambas as técnicas
20 mostram baixo desvio padrão.^{1,3} Nesse estudo, realizado pela técnica da queima,
21 houve diferença entre os dados encontrados e aqueles fornecidos pelos
22 fabricantes. Para todas as resinas compostas a porcentagem de conteúdo
23 inorgânico encontrado foi menor do que o informado pelos fabricantes. Possível
24 explicação para esta variação é a espessura da camada e quantidade do silano.
25 O processo de silanização desempenha um papel principal na adesão da matriz
26 orgânica resinosa com a carga inorgânica. A área de superfície das cargas
27 afetará a porcentagem de silano utilizado; quanto menores as cargas maiores as
28 quantidades de silano.^{3,17}

29 O principal componente das resinas compostas que significativamente
30 afeta a translucidez é o conteúdo inorgânico, e a quantidade, tamanho e forma
31 das partículas de carga afetam a dispersão da luz. Quando o tamanho das
32 partículas está abaixo do comprimento de onda da luz visível (400 nm à 800 nm),
33 é considerado que ela pode não dispersar ou absorver este comprimento de
34 onda¹⁸. Isso provavelmente pode ser um dos motivos que esclarecem porque

1 nessa pesquisa, a resina nanoparticulada Z250 apresentou os maiores valores de
2 microdureza, uma vez que contendo partículas de até 100 nm não ocorreria
3 interferência das partículas de carga na passagem de luz. Por outro lado a resina
4 OPAL com cargas de maior tamanho e que podem chegar a até 3,0 µm (3.000
5 nm), ocorreria menor passagem de luz levando aos menores valores de
6 microdureza. Entretanto, as partículas não interferem com a faixa do espectro
7 que é usado para determinar a porcentagem de conversão da resina.¹⁹

8 Outro fator capaz de interferir na microdureza é o sistema fotoiniciador
9 utilizado em compósitos dentais. Ele representa um grupo de moléculas capazes
10 de absorver a luz, dando início a reação de polimerização. Associação da
11 canforoquinona (CQ) com a amina terciária é o mais usado sistema fotoiniciador
12 e novos fotoiniciadores como os derivados do óxido de fosfina, conhecido como
13 TPO tem sido introduzidos no mercado.^{18,20} A desvantagem de TPO e outros
14 fotoiniciadores é a absorção de luz deslocada para o espectro de luz UV e
15 polimerização incompatível com o LED, podendo conduzir para insuficiente
16 capacidade de polimerização de materiais resinosos.²⁰ Isso pode sugerir que
17 entre as onze resinas presentes pode haver a presença de fotoiniciadores
18 diferentes da canforoquinona interferindo nos valores de microdureza.

19 Em relação aos monômeros, embora novos tipos tenham sido
20 desenvolvidos, resinas compostas com dimetacrilatos ainda representam
21 atualmente a maioria dos materiais disponíveis comercialmente para
22 restaurações diretas.²¹ A viscosidade dos monômeros interfere na eficiência de
23 polimerização da resina composta, onde monômeros de alta viscosidade
24 apresentam menor mobilidade, menor grau de conversão e menor taxa de
25 polimerização.²¹ Dos onze grupos de resinas avaliados todos apresentam algum
26 tipo de dimetacrilato na composição da matriz, entretanto eles diferem em
27 viscosidade. As resinas VES, CHA e CHAO que contém em sua composição da
28 matriz apenas Bis-GMA, que é um monômero de alta viscosidade²²,
29 apresentaram valores médios de microdureza topo e base iguais entre si, mas
30 menores que os valores das resinas Z250, Z350 e CHAD que possuem uma
31 associação de monômeros de dimetacrilato com menor viscosidade.

32 A comparação de propriedades de resinas compostas comerciais é
33 dificultada, pois parâmetros como o tamanho das partículas e morfologia, tipo de
34 monômero e proporção ou química do fotoiniciador variam grandemente entre os

1 produtos, e não há informação precisa por parte dos fabricantes.²³ No entanto,
2 essa pesquisa pode auxiliar o clínico na escolha de resinas compostas com
3 melhores propriedades mecânicas, que levam a melhor desempenho clínico e
4 maior longevidade.

5 Finalmente, é importante mencionar que os valores obtidos foram medidos
6 sob condições ideais de laboratório, alta irradiância, tempo de polimerização mais
7 longo e alta proximidade da fonte de luz com o espécime, o qual pode não
8 necessariamente ser esperado na prática clínica.²³

9

1 **Conclusão**

2 Dentro das limitações do trabalho e suportada pelos dados desse estudo
3 concluímos que:

4 1- Microdureza superfície topo é maior que base independente da resina
5 composta.

6 2- A correlação entre variável microdureza e conteúdo inorgânico é
7 material dependente visto que nesse estudo, na maioria das resinas compostas
8 houve aumento de dureza com aumento do conteúdo inorgânico.

9

10

11

12

13

14 **Agradecimentos**

15 Os autores agradecem a 3M ESPE, Heraeus-Kulzer, FGM, Kerr,
16 Vigodent e Dentsply pela generosa doação de materiais para esse estudo.

17

1 Referências

- 2 1. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G (2007) Characterization
3 of nanofilled compared to universal and microfilled composites *Dental*
4 *Materials* **23 (1)** 51-9.
- 5 2. Rastelli AN, Jacomassi DP, Faloni AP, Queiroz TP, Rojas SS, Bernardi
6 MI, Bagnato VS, Hernandez AC (2012) The filler content of the dental
7 composite resins and their influence on different properties *Microscopy*
8 *Research and Technique* **75(6)** 758-65.
- 9 3. Sabbagh J, Ryelandt L, Bachérius L, Biebuyck JJ, Vreven J, Lambrechts P,
10 Leloup G (2004) Characterization of the inorganic fraction of resin
11 composites *Journal of Oral Rehabilitation* **31(11)** 1090-101.
- 12 4. Karabela MM, Sideridou ID (2011) Synthesis and study of properties of
13 dental resin composites with different nanosilica particles size *Dental*
14 *Materials* **27(8)** 825-35.
- 15 5. Blackham JT, Vandewalle KS, Lien W (2009) Properties of hybrid resin
16 composite systems containing prepolymerized filler particles *Operative*
17 *Dentistry* **34(6)** 697-702.
- 18 6. Ferracane JL (2011) Resin composite--state of the art *Dental Materials*
19 **27(1)** 29-38.
- 20 7. Radz GM. Composite resins in 2013: an update on their progress (2013)
21 Compendium of Continuing Education in Dentistry **34(1)** 48-51.
- 22 8. Sideridou ID, Karabela MM, Vouvoudi ECh (2011) Physical properties of
23 current dental nanohybrid and nanofill light-cured resin composites *Dental*
24 *Materials* **27(6)** 598-607.
- 25 9. Torno V, Soares P, Martin JM, Mazur RF, Souza EM, Vieira S (2008)
26 Effects of irradiance, wavelength, and thermal emission of different light
27 curing units on the Knoop and Vickers hardness of a composite resin
28 *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*
29 **85(1)** 166-71.
- 30 10. Chang M, Dennison J, Yaman P (2013) Physical property evaluation of four
31 composite materials *Operative Dentistry* **38(5)** E144-53.

- 1 11. Price RB, Fahey J, Felix CM (2010) Knoop microhardness mapping used to
2 compare the efficacy of LED, QTH and PAC curing lights *Operative*
3 *Dentistry* **35(1)** 58-68.
- 4 12. Vandewalle KS, Roberts HW, Rueggeberg FA (2008) Power distribution
5 across the face of different light guides and its effect on composite surface
6 microhardness *J Esthet Restor Dent* **20(2)** 108-17.
- 7 13. Zhu S, Platt J (2011) Curing efficiency of three different curing modes at
8 different distances for four composites *Operative Dentistry* **36(4)** 362-71.
- 9 14. Jang JH, Park SH, Hwang IN (2015) Polymerization shrinkage and depth of
10 cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin *Operative*
11 *Dentistry* **40(2)** 172-80.
- 12 15. de Moraes RR, Gonçalves Lde S, Lancellotti AC, Consani S, Correr-
13 Sobrinho L, Sinhoreti MA (2009) Nanohybrid resin composites: nanofiller
14 loaded materials or traditional microhybrid resins? *Operative Dentistry*
15 **34(5)** 551-7.
- 16 16. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM (2004) Correlation of
17 bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of
18 resin composite compositions. *Operative Dentistry* **29(6)** 698-704
- 19 17. Valente LL, Peralta SL, Ogliari FA, Cavalcante LM, Moraes RR (2013)
20 Comparative evaluation of dental resin composites based on micron- and
21 submicron-sized monomodal glass filler particles *Dental Materials* **29(11)**
22 1182-7.
- 23 18. Salgado VE, Albuquerque PP, Cavalcante LM, Pfeifer CS, Moraes RR,
24 Schneider LF (2014) Influence of photoinitiator system and nanofiller size
25 on the optical properties and cure efficiency of model composites *Dental*
26 *Materials* **30(10)** e264-71.
- 27 19. Porto IC, de Aguiar FH, Brandt WC, Liporoni PC (2013) Mechanical and
28 physical properties of silorane and methacrylate-based composites *Journal*
29 *of Dentistry* **41(8)** 732-9.
- 30 20. Santini A, Miletic V, Swift MD, Bradley M (2012) Degree of conversion and
31 microhardness of TPO-containing resin-based composites cured by
32 polywave and monowave LED units *Journal of Dentistry* **40(7)** 577-84.

- 1 21. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G (2013) Progress in
2 dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency
3 *Dental Materials* **29(2)** 139-56.
- 4 22. Camargo FM, Della Bona Á, Moraes RR, Coutinho de Souza CR,
5 Schneider LF (2015) Influence of viscosity and amine content on CC
6 conversion and color stability of experimental composites *Dental Materials*
7 **31(5)** e109-15.
- 8 23. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G
9 (2014) Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-
10 fill composites *Journal of Dentistry* **42(8)** 993-1000.
- 11

1 **Anexos**

2 **Fotos**

3 *Microdureza*

4

5

6

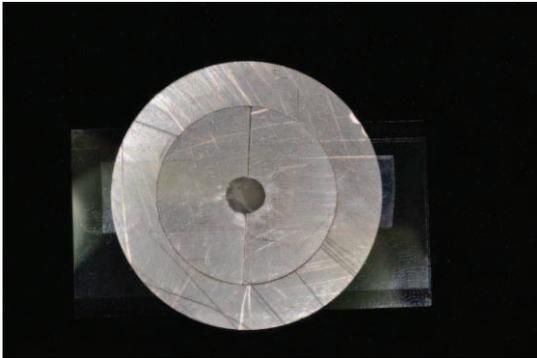
7

8

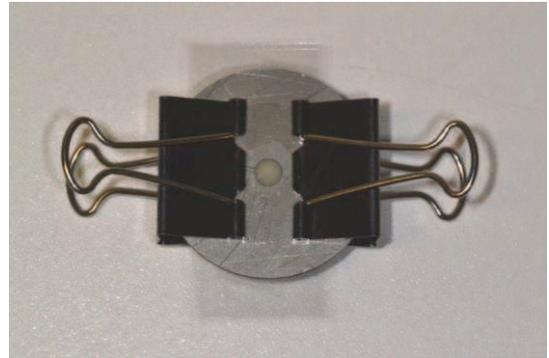
9

10

11



12 Molde metálico



13 Amostra pressionada por grampos

14

15

16

17

18

19

20

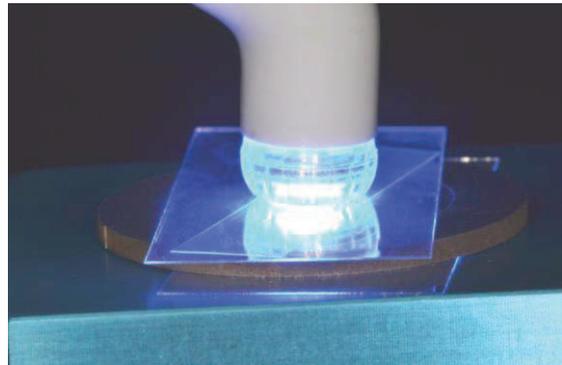
21

22

23



24 Led no suporte para padronizar
25 a fotopolimerização



26 Fotopolimerização

27

28

29

30

31

32

33

- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 6
- 7
- 8
- 9
- 10
- 11
- 12
- 13
- 14
- 15
- 16
- 17
- 18
- 19
- 20
- 21
- 22
- 23
- 24
- 25
- 26
- 27
- 28
- 29
- 30
- 31
- 32
- 33
- 34



Pastas de polimento



Microdurômetro

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23

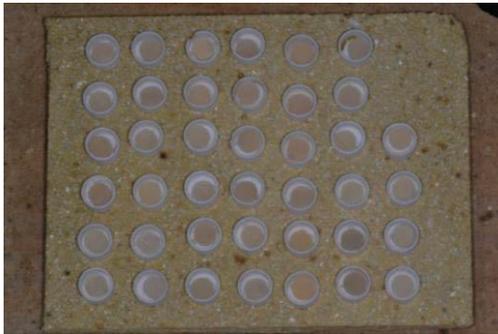
Perda ao fogo



Cadinho e amostra



Pesagem



Amostras posicionadas
para a queima



Amostra após a queima

Análise Estatística

A verificação da primeira hipótese foi realizada com o auxílio de análise de variância a dois fatores, modelo fatorial completo, uma vez que os 22 tratamentos analisados (2 posições e 11 resinas) apresentaram distribuição normal para a variável em análise. A verificação de normalidade foi feita através do teste de normalidade de Shapiro-Wilk, ao nível de significância de 0,05.

A verificação da segunda hipótese foi feita utilizando o Coeficiente de Correlação de Pearson, uma vez que as variáveis Microdureza (KNH) e Peso (%) apresentaram distribuição normal. A verificação de normalidade foi feita através do teste de normalidade de Shapiro-Wilk, ao nível de significância de 0,05.

Quando a ANOVA indicou existir diferença entre os valores médios da variável microdureza (KHN), utilizou-se para identificar quais tratamentos diferiam entre si o teste de comparações múltiplas de Tukey HSD para variâncias homogêneas. A verificação de homogeneidade de variâncias da variável Microdureza (KHN) entre os tratamentos (Posição e Resina) foi feita utilizando o teste de homogeneidade de variâncias de Levene. O nível de significância adotado foi de 0,05.

2 **1) Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled**
3 **composites**

4 **Sebastien Beun, Thérèse Glorieux, Jacques Devaux, José Vreven, Gaëtane**
5 **Leloup**

6 *Objetivos.* A proposta desse estudo foi comparar a fração inorgânica e as
7 propriedades mecânicas de três compósitos nanoparticulados com quatro
8 compósitos híbridos e dois microparticulados. O grau de conversão dos materiais
9 fotopolimerizados usando led e luz halógena foram também investigados.

10 *Métodos.* Três nanoparticulados (Supreme, Grandio and Grandio Flow), quatro
11 híbridos universais (Point-4, Tetric Ceram, Venus, Z 100) e dois compósitos
12 microparticulados (A 110, Durafill VS) foram usados neste estudo. Seus
13 conteúdos de carga em peso foram mensurados por análise termogravimétrica.

14 **O uso da análise termogravimétrica é um método que determina o peso das**
15 **partículas de carga de resinas compostas e os valores obtidos com este**
16 **método é altamente correlacionado com a mais tradicional técnica de**
17 **incineração.** A morfologia das partículas de carga foi determinada usando
18 microscopia eletrônica de varredura (MEV). Propriedades mecânicas foram
19 medidas: módulo de elasticidade estático e dinâmico, força de flexão e
20 microdureza Vickers. O grau de conversão em relação a profundidade de
21 polimerização de todos os materiais testados foi avaliado usando
22 espectrofotometria de Raman.

23 *Resultados.* Resinas compostas nanoparticuladas mostraram mais alto módulo
24 de elasticidade que as resinas universais e microparticuladas, exceto para Z-100.
25 As resinas microparticuladas exibiram de longe as mais baixas propriedades
26 mecânicas. A resistência à flexão não aparece como um fator discriminador
27 neste estudo. Os graus de polimerização obtidos com a luz halógena são mais
28 altos que aqueles obtidos com a luz halógena.

29 *Significância.* Resinas compostas nanoparticuladas mostram propriedades
30 mecânicas não tão boas como as híbridas universais e poderiam, assim, serem
31 utilizadas para as mesmas indicações clínicas bem como para restaurações
32 anteriores devido as suas altas propriedades estéticas.

33

34 **2) The Filler Content of the Dental Composite Resins and Their Influence on**
35 **Different Properties**

36 **Alessandra N.S. Rastelli, Denis P. Jacomassi, Ana Paula S. Faloni, Thallita**
37 **P. Queiroz, Seila S. Rojas, Maria Inês B. Bernardi, Vanderlei S. Bagnato, e**
38 **Antônio C. Hernandes**

39 Resumo O objetivo deste estudo foi comparar o conteúdo inorgânico e
40 morfologia de uma resina composta nanoparticulada e uma nanohíbrida com uma
41 resina composta microhíbrida universal. A dureza Vickers, grau de conversão e
42 microscopia eletrônica de varredura dos materiais fotopolimerizáveis utilizando
43 unidade de LED também foram investigados e **irradiância mínima de**
44 **400mW/cm² tem sido recomendado de modo geral para todas as resinas**
45 **compostas.** Uma resina nanoparticulada (Filtek Supreme XT), uma nanohíbrida
46 (TPH 3) e uma microhíbrida universal (Filtek Z-250) na cor A2 foram utilizados
47 neste estudo. As amostras foram feitas em um molde metálico (4 mm de diâmetro
48 e 2 mm de espessura). O conteúdo de cargas em peso foi mensurado por análise
49 termogravimétrica (TG). A morfologia das partículas de carga foi determinada

1 utilizando o microscópio eletrônico de varredura equipado com um campo de
2 emissão gun (SEM-FEG). Dureza Vickers e grau de conversão utilizando
3 espectroscopia de FT-IR foram realizados. A resina composta Filtek Z-250
4 (microhíbrida) mostra maior grau de conversão e dureza do que a Filtek
5 Supreme XT (nanoparticulada) e TPH 3 (nanohíbrida), respectivamente. A resina
6 TPH3 (nanohíbrida) exibiu de longe a menor propriedade mecânica. Resinas
7 compostas nanoparticuladas mostram propriedades mecânicas pelo menos tão
8 boas como aquelas das resinas híbridas universais e poderiam, assim, serem
9 utilizadas para as mesmas indicações clínicas, bem como para restaurações
10 anteriores devido a suas altas propriedades estéticas.

11 **3) Characterization of the inorganic fraction of resin composites**

12 **J. Sabbagh, L. Ryelandt, L. Bachérius, J.-J. Biebuyck, J. Vreven, P.**
13 **Lambrechts & G. Leloup**

14 **Resumo** Os objetivos deste estudo foram determinar a fração em peso de
15 trinta e nove resinas compostas incluindo resinas de baixa viscosidade e
16 condensáveis, e examinar a morfologia das partículas de carga. Os percentuais
17 de cargas inorgânicas por peso foram determinados por análise
18 termogravimétrica e pela técnica da incineração a 900°. **Análise**
19 **termogravimétrica (TGA) é uma técnica em que a massa de uma substância**
20 **é monitorada em função do tempo e é submetida a um programa de**
21 **temperatura controlada. As porcentagens de partículas inorgânicas por**
22 **peso podem também ser determinadas pela técnica da incineração. Ambos**
23 **os métodos baseiam-se na eliminação da fração orgânica de uma resina**
24 **composta por aquecimento a uma temperatura constante e a parte**
25 **remanescente corresponde as cargas inorgânicas. O padrão de estabilidade**
26 **observado com as curvas da análise termogravimétrica depois de 750°C**
27 **também permite validar a técnica da queima que usa uma temperatura de**
28 **900° C durante uma hora. Em porcentagem de partículas por peso ambas as**
29 **técnicas mostram baixo desvio padrão.**

30 **Neste estudo, onde a porcentagem em peso foi realizada pela técnica**
31 **da queima, houve diferença entre os dados encontrados e aqueles**
32 **fornecidos pelos fabricantes. Para todas as resinas compostas a**
33 **porcentagem de carga encontrada foi menor do que o informado pelos**
34 **fabricantes. Possível explicação para esta variação é a espessura da**
35 **camada e quantidade do silano. O processo de silanização desempenha um**
36 **papel principal na adesão da matriz orgânica resinosa com a carga**
37 **inorgânica. A área de superfície das cargas afetará a porcentagem de silano**
38 **usado; quanto menores as cargas maiores as quantidades de silano.**

39 **O tamanho e forma das partículas de carga foram examinados usando**
40 **microscopia eletrônica de varredura (SEM) após a dissolução da matriz orgânica.**
41 **A fração em peso das cargas inorgânicas variou entre 41,6 a 84,6%. Grandes**
42 **variações foram encontradas entre materiais da mesma categoria. Os valores**
43 **encontrados no presente estudo foram, por vezes, diferentes daqueles dados**
44 **pelos fabricantes. As fotomicrografias do SEM mostraram várias formas e**
45 **tamanhos de cargas inorgânicas. Comparado com materiais restauradores**
46 **híbridos universais, resinas de baixa viscosidade têm menor quantidade de**
47 **carga que resinas condensáveis e não apresentaram altos valores, tal como**
48 **alegado por alguns fabricantes. Vários fatores podem explicar as discrepâncias**
49 **observadas entre os dados do fabricante e os nossos resultados. O tratamento**
50

1 com silano assim como a incorporação de material orgânico como parte das
2 partículas pode ser responsável por essas diferenças.

3
4 **5) Properties of Hybrid Resin Composite Systems Containing**
5 **Prepolymerized Filler Particles** JT Blackham, KS Vandewalle, W Lien

6 Resumo Este estudo comparou as propriedades das novas resinas compostas
7 híbridas com partículas pré polimerizadas com resinas híbridas tradicionais e
8 uma resina microparticulada. As seguintes propriedades foram examinadas por
9 resina: resistência a tração diametral, resistência à flexão / módulo, microdureza
10 Knoop e contração de polimerização. As propriedades físicas foram determinadas
11 para cada grupo de resina (n = 8), mostrando diferenças significativas entre os
12 grupos por propriedades (p <0,001). Em geral, as resinas híbridas tradicionais
13 (Z250, Esthet-X) tiveram maior força, resinas contendo partículas pré-
14 polimerizadas (Gradia directa Posterior, Premise) apresentaram resultados
15 moderados e a resina de micropartícula (Durafill VS) teve a menor resistência.
16 Premise e Durafill VS tiveram a mais baixa contração de polimerização. **Apesar**
17 **de diferenças na metodologia em relação a carga e tempo os valores**
18 **encontrados neste estudo para microdureza topo corroboram com os dados**
19 **encontrados por Blackham et all. Os valores mais altos para a microdureza**
20 **Knoop na resina composta Z250 são estatisticamente diferentes dos**
21 **encontrados para as resinas ESTH e PRE.**

22
23 **9) Effects of Irradiance, Wavelength, and Thermal Emission of Different**
24 **Light Curing Units on the Knoop and Vickers Hardness of a Composite**
25 **Resin**

26 **Vladja Torno, Paulo Soares, Juliana M. H. Martin, Rui F. Mazur, Evelise M.**
27 **Souza, Sérgio Vieira**

28 Resumo: O objetivo deste estudo foi avaliar os efeitos de irradiância,
29 comprimento de onda de emissão de luz e aquecimento de diferentes unidades
30 de luz de polimerização sobre a dureza Knoop e Vickers de uma resina composta
31 híbrida . As amostras foram irradiadas durante 40 s com dez diferentes unidades
32 de luzes de polimerização, LEDs e halógenas. O espectro de emissão de cada
33 unidade de luz de polimerização foi avaliada por um espectrômetro, a irradiância
34 foi medida por dois radiômetros comerciais, e o aquecimento medido com um
35 sensor de temperatura. Após 48 h de armazenamento em um recipiente escuro
36 sob condição de 100% de umidade, os testes de dureza Knoop e Vickers
37 foram realizadas. Os resultados de dureza foram analisados por ANOVA e teste
38 de Tukey HSD (p <0,05). Os resultados mostraram que a dureza de superfície da
39 resina depende não só da irradiância, mas fortemente da emissão do
40 comprimento de onda e do aquecimento das unidades de luz de polimerização.
41 Observou-se uma correlação linear entre o grau de conversão e da exposição
42 radiante. Além disso, sugere-se que a bem conhecida relação de dureza de
43 superfície topo e base de 80-90% não é apropriada para avaliar a eficiência de
44 polimerização de resinas compostas, uma vez que a superfície de topo não é
45 sempre suficientemente polimerizada. **Entretanto o cálculo do grau de**
46 **conversão baseado somente na relação topo/base pode levar a errôneas**
47 **interpretações. O espécime testado pode ser pobremente polimerizado e, se**
48 **a dureza da superfície base for similar a do topo, essa relação pode ser**
49 **maior que 80%.**

1 **11) Knoop Microhardness Mapping Used to Compare the Efficacy of LED,**
2 **QTH and PAC Curing Lights** RBT Price, J Fahey, CM Felix

3 Resumo Este estudo utilizou uma técnica de mapeamento dureza para comparar
4 a capacidade de sete luzes para polimerizar cinco resinas. **Resinas compostas**
5 **na cor A2 foram selecionadas por ser a cor mais usada em protocolos de**
6 **pesquisas anteriores e seus corantes apresentarem uma menor**
7 **interferência na polimerização da resina.**

8 Seis fotopolimerizadores (Sapphire [plasma arc: PAC], Bluephase16i [diodo
9 emissor de luz: LED], LEDemetron II [LED], SmartLite IQ [LED], Allegro [LED] e
10 UltraLume-5 [Polywave LED]) foram comparados com um Optilux 501
11 (halogênio: QTH) luz. Cinco resinas (Vit-I-escence, Tetric EvoCeram, Filtek
12 Z250, 4 Seasons e Solitaire 2) foram polimerizados a 4 mm e 8 mm a partir da
13 extremidade da fonte de luz. Quatro resinas foram fotopolimerizadas para os
14 seguintes tempo usando essas luzes: Sapphire (5 segundos), Bluephase 16i (5
15 segundos), LEDemetron II (5 segundos), SmartLite de IQ (10 segundos),
16 UltraLume-5 (10 segundos), Allegro (10 segundos) e Optilux 501 (20 segundos).
17 Solitaire 2 necessitou de dois tempos de irradiação. Em cada espécime, a
18 microdureza Knoop (KHN) foi medida a 49 posições através de uma grade de 3 x
19 3 mm para determinar a capacidade de cada luz para polimerizar cada marca de
20 resina. A luz PAC entregou o mais amplo espectro de comprimentos de onda, a
21 maior irradiância e valores de dureza que foram 4,7-18,1 KHN_{50gf} mais difícil do
22 que as outras luzes. A capacidade das luzes para polimeizar estas cinco resinas
23 foram classificadas do mais alto ao mais baixo: Sapphire, Optilux 501, Allegro,
24 UltraLume-5, SmartLite IQ, LEDemetron II e Bluephase16i (ANOVA com REGWQ
25 ajuste de comparação múltipla, p <0,01).

26
27 **12) Power Distribution across the Face of Different Light Guides and Its**
28 **Effect on Composite Surface Microhardness**
29 **Vandewalle KS, Roberts HW, Rueggeberg FA**

30 Resumo

31 *Objetivo:* O objetivo deste estudo foi examinar a influência do tipo de luz sobre a
32 distribuição de emissão irradiante de um diodo emissor de luz de
33 fotopolimerização (LED) e medir o efeito de dispersão de luz na microdureza de
34 superfície ao longo das superfícies superior e inferior de dois tipos de resinas.
35 *Materiais e Métodos:* Um analisador de feixe de laser (LBA-700, Spiricon) foi
36 utilizado para avaliar a distribuição da luz (Top Hat factor [THF]) através da
37 superfície distal de um guia de luz turbo e um guia padrão de fotopolimerização
38 LED (bluephase, Ivoclar Vivadent). Compósitos (Z100 [híbrido], A110 [micro-
39 particulado]; 3M ESPE) foram colocados em anéis escuros (2 × 11 mm) e
40 exposto a 0 mm para 5 segundos (Z100) ou 15 segundos (A110), utilizando as
41 guias de luz em irradiância semelhante , densidade de energia
42 , e diâmetros de saída (N = 5). Valores de irradiância similares foram produzidos
43 usando o guia de luz turbo na configuração "baixa potência" de luz de
44 fotopolimerização e a "alta potência" ao usar o guia de luz padrão. THF valores
45 foram analisados com um teste-t não emparelhado. Dureza Knoop (KHN) foi
46 determinada nas superfícies superior e inferior (Leco) em 1 mm de incrementos
47 laterais do centro da amostra e proceder de 4 mm de ambas as direções leste-
48 oeste e norte-sul. **Para evitar erros de leitura as medidas de microdureza**
49 **topo e base ficaram a uma distância de 1,0 mm da periferia para evitar**
50 **qualquer possível efeito do molde metálico sobre a polimerização da resina**

1 **composta.** Para todas os espécimes as distâncias e localização das
2 endentações foram similares. Os efeitos dos fatores principais (tipo de guia de luz
3 e distância lateral) sobre a dureza de cada compósito foram analisados usando
4 análise múltipla de (ANOVA), Dunnett's t-teste não emparelhado determinado
5 quando os valores de dureza laterais diferiram significativamente no centro da
6 amostra. A diferença percentual entre o máximo e mínimo (max-min) valores de
7 dureza para cada espécime, com relação de distância do centro da amostra, e a
8 diminuição percentual para as guias de luz padrão e turbo, com respeito a ambos
9 os tipos de resina composta, foram comparados utilizando análise de variância e
10 teste de Tukey post-hoc.

11 *Resultados:* A guia padrão teve um significante maior THF (isto é, a
12 distribuição da luz mais uniforme) do que a ponta turbo ($p < 0,001$). Para a
13 microparticulada, diferenças significativas em termos de dureza foram
14 encontrados em função da distância do centro da amostra ($p < 0,0001$), e no que
15 diz respeito às superfícies superior ou inferior ($p < 0,0001$). No entanto, não foi
16 encontrada diferença entre os dois tipos de guias de luz ($p = 0,939$). Para o
17 híbrido, diferenças significativas em termos de dureza foram encontrados com
18 base na distância lateral ($p < 0,001$), a superfície ($p < 0,001$), e do tipo de guia de
19 luz ($p = 0,045$). No entanto, para ambos os compósitos, interações significativas
20 estavam presentes. Foram encontradas diferenças significativas entre a dureza
21 no centro da amostra e em várias distâncias laterais, dependendo do tipo de
22 compósito, de superfície e tipo de guia de luz. A porcentagem max-min de
23 dureza em toda a superfície diminuiu e foi significativamente menor para o guia
24 de luz normal ($p < 0,0001$) e na superfície superior ($p < 0,02$) com ambos os tipos
25 de resina composta. Além disso, a mínima porcentagem de dureza max-min
26 diminuiu na superfície de topo do material microparticulado ($p < 0,001$).

27 *Conclusão:* O guia de luz padrão produziu uma distribuição mais
28 homogênea através da extremidade da ponta em comparação com o guia de luz
29 turbo, com base no THF. Padrões de dureza de superfície dos compósitos
30 correlacionados com os perfis de distribuição de irradiância aplicados, produzem
31 localizações de mais alta irradiância para ambas as superfícies superior e
32 inferior.

33 *Significado clínico:* Seleção da guia de luz pode influenciar a uniformidade
34 da dureza de superfície e subsuperfície quando de restaurações de resina
35 composta fotopolimerizável.

36

37 **13) Curing Efficiency of Three Different Curing Modes at Different Distances** 38 **for Four Composites** **S Zhu, J Platt**

39 Este estudo investigou a influência das diferentes distâncias de polimerização
40 com três modos de polimerização em termos da microdureza superficial de
41 quatro resinas compostas em função da densidade de energia. Uma resina
42 composta híbrida e uma resina fluida de cada um dos dois fabricantes foram
43 avaliadas. Os espécimes foram polimerizados com uma das duas unidades de
44 fotoativação: 1) Mini LED AutoFocus (1500 mW / cm²) com um modo de
45 polimerização rápida, para a qual dois esquemas de polimerização
46 foram utilizados: a) um ciclo função Auto Focus e b) dois ciclos função
47 AutoFocus, e 2) LEDemetron I (950 mW / cm²) com 20 segundos de tempo de
48 polimerização. A polimerização foi realizada com a ponta da fonte de luz a uma
49 distância de 0 mm, de 3,0 milímetros, 6,0 mm e 9,0 mm a partir da superfície
50 superior da amostra, e a densidade de energia de cada fonte de luz foi medida

1 com um espectrofotômetro. Todas as amostras foram armazenadas em água
2 destilada num recipiente à prova de luz a 37°C durante 24 horas, e os seus
3 valores de dureza de superfície superior e inferior foram determinadas. Os dados
4 de microdureza foram submetidos à análise de variância dois critérios e
5 comparações múltiplas com o teste de Tukey. Todas as análises estatísticas
6 foram realizadas a um nível de significância de 0,05. **A opção pelo uso do LED
7 é devido ao seu prorrogado tempo de vida e pequena degradação de saída
8 de luz ao longo do tempo. LEDs podem operar com bateria e consumir
9 pouca energia além de gerar um intervalo de comprimento de onda de 410
10 nm a 490 nm, o qual coincide com o pico central de absorção do comum
11 fotoiniciador, canforoquinona. A quantidade de energia de luz alcançada na
12 região de topo e base do espécime de resina composta é fortemente
13 dependente de um número de fatores, como intensidade de saída de luz,
14 tempo da exposição, distância da fonte de luz até o material, composição do
15 material, cor, translucidez e espessura do incremento. A superfície de topo
16 normalmente recebe suficiente quantidade de luz para a polimerização. Em
17 maior profundidade da resina, a atenuação da luz dá origem a menos
18 moléculas de canforoquinona excitada, e a oportunidade de colisão com
19 uma amina diminui conseqüentemente. Como resultado, a reação de
20 polimerização prossegue mais lentamente para uma menor polimerização
21 da base, resultando na diminuição do grau de conversão e dureza.** Embora
22 as luzes de polimerização testadas exibiram uma diminuição da densidade de
23 energia com a distância, a velocidade e extensão da perda de densidade de
24 potência não eram as mesmas. O modo de polimerização e a distância da ponta
25 de polimerização tiveram um efeito significativo sobre a microdureza da resina.
26 Houve também uma interação significativa entre o modo de polimerização,
27 distância da ponta de polimerização, e da microdureza. A capacidade de
28 polimerização dos três modos de polimerização foi classificado em termos dos
29 valores percentuais de dureza: o LEDemtron I > dois ciclos do Mini LED
30 AutoFocus > um ciclo do Mini LED Auto Focus.

31

32 ***14) Polymerization Shrinkage and Depth of Cure of Bulk-Fill Resin*** 33 ***Composites and Highly Filled Flowable Resin***

34 **J-H Jang, S-H Park, I-N Hwang**

35 Resumo O objetivo deste estudo foi avaliar o comportamento de polimerização e
36 profundidade de polimerização (DOC) de resinas compostas recentemente
37 introduzidas para uso em posterior: resina fluida com alto conteúdo de carga e
38 resina bulk-fill . Uma resina fluida com alto conteúdo de carga (G-aenial
39 Universal Flo [GUF]), duas fluidas bulk-fill (Surefil SDR Flow [SDR] e Venus Bulk-
40 fill [VBF]), e uma resina composta bulk-fill não fluida (Tetric N-Ceram Bulk-fill
41 [TBF]) foram comparadas com duas resinas convencionais (Tetric Flow [TF],
42 Filtek Supreme Ultra [FS]). Contração de polimerização linear e stress de
43 contração de polimerização foram cada um medidos com dispositivos. Para
44 avaliar DOC, as espécimes de resina composta foram preparadas usando um
45 molde com um orifício de 4 mm de profundidade e 4 mm de diâmetro interno. O
46 orifício foi preenchido com cada uma das seis resinas e polimerizadas durante
47 20 segundos, seguido de 24 horas de armazenamento de água. A dureza de
48 superfície foi medida na parte superior e na parte inferior através do indentador
49 para microdureza Vickers (HV). A contração linear de polimerização das
50 amostras após foto-iniciação diminuíram pela seguinte ordem : TF e GUF > VBF

1 > SDR > FS e TBF ($p < 0,05$). O stress de contração de polimerização dos seis
2 grupos de resina diminuíram na seguinte ordem: GUF > TF e VBF > SDR > FS e
3 TBF ($p < 0,05$). A média HV da superfície base de SDR e VBF excedeu 80% da
4 HV superfície topo (HV-80%). No entanto, a base da GUF e TBF não conseguiu
5 atingir HV -80%. **De acordo com Bouschlicher, um valor acima de 0,80 na**
6 **relação de dureza topo-base indica adequada profundidade de**
7 **polimerização. Os valores de microdureza são altamente dependentes do**
8 **tamanho, peso, e volume de partículas de carga bem como da composição**
9 **química da resina composta quando o instrumento de teste produz uma**
10 **maior endentação que o tamanho da partícula. Consequentemente, os**
11 **valores de microdureza são uma média da microdureza das partículas e da**
12 **matriz.** Resina fluida com alto conteúdo de carga (GUF) revelou limitações na
13 contração de polimerização e DOC. Resinas fluidas bulk-fill (SDR e VBF) foram
14 devidamente polimerizadas em preenchimentos de 4 mm, mas contrairam mais
15 do que a resina convencional não fluida. A bulk-fill não fluida (TBF) apresentou
16 contração comparável a resina convencional não fluida, mas não foi
17 suficientemente polimerizada na espessura de 4 mm.

18 19 **15) Nanohybrid Resin Composites: Nanofiller Loaded Materials or** 20 **Traditional Microhybrid Resins?**

21 **RR Moraes, LS Gonçalves, AC Lancellotti S Consani, L Correr-Sobrinho, MA**
22 **Sinhoreti**

23 Resumo Resinas nanohíbridas apresentam partículas convencionais que são
24 misturadas com partículas nanométricas e, portanto, não se sabe se podem ter
25 desempenho semelhante a resina nanoparticulada ou resinas microhíbridas. O
26 presente estudo investigou as propriedades das resinas nanohíbridas (TPH,
27 Grandio, Premise, Concept Advanced) em comparação com uma nanoparticulada
28 (Supreme XT) e uma microhíbrida (Z250). As partículas inorgânicas foram
29 caracterizadas por análise SEM / EDS. Resistência à tração diametral (DTS),
30 rugosidade da superfície antes e depois da abrasão por escovação, dureza
31 Knoop (KHN), absorção de água e solubilidade foram avaliadas. Os dados foram
32 analisados separadamente por meio de testes de ANOVA e Student-Newman-
33 Keuls ($p < 0,05$). Os resultados de todas as análises foram material - dependente.
34 Diferenças visíveis no tamanho e forma da partículas foram detectados entre os
35 materiais. Supreme XT mostrou geralmente maior DST e KHN em comparação
36 com todas as nanohíbridas e também mostrou menor rugosidade antes e depois
37 da abrasão por escovação em comparação com a maioria dos materiais testados.
38 Resultados semelhantes foram geralmente detectados para as nanohíbridas em
39 comparação com o material da microhíbrida. Em conclusão, as resinas
40 nanohíbridas geralmente apresentam propriedades inferiores em comparação
41 com as nanoparticuladas e semelhantes ou ligeiramente melhores quando
42 comparadas com os materiais microhíbridos. **Da mesma forma que Moraes et**
43 **all verificamos também valores superiores de dureza base para a resina Z**
44 **250 e estatisticamente diferente das resinas TPH3 e PRE.** Sob condições
45 clínicas, resinas nanohíbridas podem não apresentar desempenho similar aos
46 materiais nanoparticulados.

47 **16) Correlation of Botton-to-Top Surface Microhardness and** 48 **Conversion Ratios for a Variety of Resin Composite Compositions**

49 **MR Bouschlicher, FA Rueggeberg, BM Wilson**

1 Valores de microdureza Knoop (KHN) e grau de conversão (DC) foram obtidos
2 em amostras de três tipos de resinas compostas, para a superfície base e topo
3 com espessuras de 1, 2 e 3 mm: uma microparticulada para anterior, uma híbrida
4 para anterior, e uma híbrida para posterior, todas tendo diferentes tamanhos de
5 partículas e cargas mas cor similar (A2) e conteúdo monomérico básico.
6 Espectros de infravermelho das amostras foram obtidos por espectroscopia
7 infravermelho transformada de Fourier usando reflectância total atenuada. As
8 amostras foram polimerizadas usando 40s da fonte de luz halógena de quartzó-
9 tungstênio com uma irradiância de $\approx 560\text{mW}/\text{cm}^2$. Eles foram armazenados por
10 24 horas em completa escuridão a 37°C e 100% de umidade antes da obtenção
11 do espectro de polimerização e leituras de dureza. Valores de KHN e DC foram
12 obtidos para as mesmas espécimes feitas em similar espessura, mas grupos
13 separados foram feitos para obter valores de topo e base. Dados de
14 polimerização e dureza foram analisados por ANOVA um e dois critérios seguido
15 por Tukey-Kramer post-hoc test. Regressão linear também foi aplicada. Testes
16 estatísticos foram realizados com um nível de significância de 0,05. KHN e DC
17 foram significativamente diferentes segundo tipo de compósito e profundidade
18 ($p=0,0001$), com um efeito de interação ($p=0,0022$). KHN, DC e relação de
19 superfície topo/base(B/T) diminuíram com a profundidade. Regressão revelou um
20 linear relacionamento entre DC e KHN para cada tipo de compósito, com r^2 menor
21 que 0,96. Quando B/T foram correlacionadas, a relação B/T-KHN de 0,08
22 correspondeu a um intervalo estreito de relação B/T-DC (entre 88 e 91%) para
23 os três compósitos testados. Quando resultados combinados para tipos de
24 compósitos, regressão linear de B/T-DC e B/T-KHN produziram um muito
25 previsível relacionamento ($r^2=0,959$), para qual uma relação B/T-KHN de 0,80
26 correspondeu para uma relação B/T-DC de 0,90. **De acordo com Bouschlicher,**
27 **um valor acima de 0,80 na relação de dureza topo-base indica adequada**
28 **profundidade de polimerização.** Como as medidas complementares de
29 conversão, B/T-KHN foram aproximadamente 2,5 vezes mais sensível que a
30 relação B/T-DC. Em resumo, KHN não pode ser usada para diretamente
31 comparar conversão de diferentes compósitos testados, o uso da relação B/T
32 para ambos conversão e dureza resultou em linear relacionamento independente
33 do tamanho da carga ou quantidade.

34 **17) Comparative evaluation of dental resin composites based on**
35 **micron- and submicron sized monomodal glass filler particle**
36 **Lisia L. Valente, Sonia L. Peralta, Fabrício A. Ogliarib, Larissa M. Cavalcante,**
37 **Rafael R. Moraes**

38 *Objetivo.* Uma resina composta modelo contendo um novo sistema de
39 carga monomodal inorgânica baseada em partículas de vidro em Ba-Si-Al de
40 tamanho submicrométrico (NanoFine NF180; Schott) foi formulada e comparada
41 com um compósito experimental que contém partículas micrométricas
42 (UltraFineUF1.0; Schott). *Métodos.* As partículas de carga foram caracterizadas
43 usando microanálise de raios X e granulometria, enquanto o compósito foi
44 caracterizado em termos de morfologia da carga-resina, radiopacidade, grau de
45 conversão $C=C$, dureza, resistência à flexão / módulo, fratura de trabalho, brilho e
46 rugosidade de superfície (antes e após abrasão de escovação simulada), e
47 deformação por compressão. Os compósitos foram formulados a partir do mesmo
48 co-monômero dimetacrilato fotoativado, incorporando frações de massa de 75%

1 de partículas de tamanho micrométrico e 78% de partículas submicrométricas. Os
2 dados quantitativos foram analisados no nível de significância de $p < 0.05$.
3 **Resultados.** Ambos os sistemas de cargas exibiram uma variação de tamanho de
4 grão limitado (175 ± 30 e 1000 ± 200 nm), com diferenças restritas ao tamanho e
5 à área específica das partículas. Os compósitos foram semelhantes em
6 radiopacidade, resistência à flexão, fratura de trabalho, e deformação. O
7 compósito submicrométrico foi mais duro mas tinham menor módulo de flexão e
8 grau de conversão C=C. **O menor grau de conversão do material com mais**
9 **alta carga pode também ser devido a reduzida mobilidade dos monômeros**
10 **ao redor das partículas de carga.** Não houve diferenças significativas na
11 rugosidade antes da escovação, embora o compósito submicrométrico tenha tido
12 maior brilho. Escovação aumentou a rugosidade e diminuiu o brilho em ambos
13 os materiais, mas o compósito submicrométrico reteve maior brilho após
14 escovação. **Significância.** O sistema monomodal de cargas de vidro
15 submicrométrica demonstrou potencial para uso em restauração de resina
16 composta, particularmente devido a melhora das propriedades estéticas.

17 **18) Influence of photoinitiator system and nanofiller size on the**
18 **optical properties and cure efficiency of model composites**
19 **Vinicius E. Salgado, Pedro Paulo A.C. Albuquerque, Larissa Maria**
20 **Cavalcante, Carmem S. Pfeifer, Rafael R. Moraes, Luis Felipe J. Schneider**
21 **Objetivo.** Para estabelecer a relação entre o sistema fotoiniciador e tamanho das
22 nanopartículas sobre as propriedades ópticas e eficiência de polimerização de
23 resinas experimentais. **Métodos.** Resinas experimentais baseadas em BisGMA /
24 TEGDMA (60:40 mol%) foram carregadas com 40% em peso, com tamanho de
25 partículas de carga de 7 nm ou 16 nm. Um dos seguintes sistemas fotoiniciadores
26 foram adicionados: canforoquinona (CQ) associado com uma amina (EDMAB),
27 óxido de mono acil fosfina (TPO), ou óxido de bis acil fosfine (BAPO). As
28 propriedades ópticas das espécimes em forma de disco foram medidas 24 h após
29 a polimerização e repetidas após um armazenamento na água por 90 dias e café
30 durante 15 dias. Uma unidade de LED de largo espectro (Bluephase G2, Ivoclar
31 Vivadent) foi utilizado para a fotoativação. CIE $L^* a^* b^*$ parâmetros, diferenças
32 de cor (ΔE), e parâmetros de translucidez (TP) foram calculados. As leituras de
33 dureza Knoop foram tomadas nas superfícies topo e base das resinas
34 compostas. **Resultados.** Eficiência de polimerização foi determinada pela relação
35 de dureza topo/base. Os dados foram analisados estatisticamente em $\alpha = 0,05$
36 nível de significância. Resinas formuladas com partículas de 16 nm
37 apresentaram maior CIE L^* do que aqueles com partículas de 7 nm em todas as
38 condições de armazenamento. Resinas baseadas em BAPO geralmente tinham
39 mais baixos CIE a^* que as outras resinas. O grupo TPO + 16 nm antes do
40 armazenamento e todos os grupos com partículas de carga de 16 nm após a
41 armazenagem tiveram menor CIE b^* (ou seja, menor grau de amarelamento) do
42 que os outros grupos. Materiais com TPO apresentaram maior estabilidade de
43 cor. **O principal componente das resinas compostas que significativamente**
44 **afeta a translucidez é o conteúdo inorgânico, e a quantidade, tamanho e**
45 **forma das partículas de carga afetam a dispersão da luz. Quando o tamanho**
46 **das partículas está abaixo do comprimento de onda da luz visível, é**
47 **considerado que ela pode não dispersar ou absorver este comprimento de**
48 **onda. Outro fator que afeta a translucidez é a diferença entre o índice de**
49 **refração das partículas e da matriz. Quando o grau de conversão aumenta, a**

1 diferença entre os índices de refração diminui, o que significa que
2 compósitos que atingiram baixa conversão provavelmente tiveram maior
3 dispersão de luz. Quanto menor for o grau de conversão mais alta pode ser
4 a diferença entre os índices de refração entre as partículas de carga e da
5 matriz de resina. O sistema fotoiniciador em compósitos dentais é um grupo
6 de moléculas capazes de absorção de luz e como resultado, direta ou
7 indiretamente, dar início a reação de polimerização. Associação da
8 canforoquinona (CQ) com a amina terciária tem sido amplamente usada
9 como sistema fotoiniciador desde a introdução de compósitos dentais de
10 ativação por luz visível. A fotoativação da canforoquinona traz uma forte cor
11 amarela para o material e por razões estéticas, o uso de sistemas
12 fotoativadores alternativos a canforoquinona/ amina tem sido sugerido. O
13 uso de fotoiniciadores menos amarelos como os derivados do óxido de
14 fosfina, conhecido como TPO ou óxido de *bis* acil fosfina (BAPO) podem
15 minimizar problemas relacionados a instabilidade de cor de materiais com
16 canforoquinona. A eficiência de polimerização não foi significativamente afetada
17 pelo sistema fotoiniciador ou tamanho de partícula. CQ + 7 nm teve a menor e
18 BAPO + 16 nm os maiores valores de dureza. *Significância clínica.* Combinação
19 de sistema fotoiniciador e tamanho da partícula de carga pode afetar as
20 propriedades ópticas das resinas, com pouca influência sobre a eficiência de
21 polimerização.

22 **19) Mechanical and physical properties of silorane and methacrylate-based** 23 **composites**

24 **Isabel Cristina Celerino de Moraes Porto, Flávio Henrique Baggio de Aguiar,**
25 **William Cunha Brandt, Priscila Christiane Susy Liporoni**

26 *Objetivos:* Este estudo mediu o grau de conversão (DC), sorção, solubilidade e
27 microdureza de metacrilato (Filtek Z250 e Filtek Z350XT) e resinas à base de
28 silorano (Filtek P90). *Métodos:* DC foi medido utilizando espectroscopia do
29 infravermelho imediatamente e 24 h após a fotoativação. **Entretanto, as**
30 **partículas não interferem com a faixa do espectro que é usado para**
31 **determinar a porcentagem de conversão da resina.** Medições de sorção e
32 solubilidade foram realizadas após 24 h, 4 semanas e 12 semanas de
33 armazenamento em água. Microdureza Knoop foi medida após 24 h e depois de
34 termociclagem. Os dados foram analisados estatisticamente utilizando ANOVA
35 seguido por Tukey's, Tamhane ou paired t-tests ($\alpha = 0,05$). *Resultados:* O DC
36 para P90 ($37,22 \pm 1,46$) foi significativamente menor do que Z250 ($71,44 \pm 1,66$)
37 e Z350 ($71,76 \pm 2,84$). A sorção de água foi maior na Z250 e menor na P90.
38 Todas as resinas testadas apresentaram valores semelhantes após 24 h de
39 imersão, e não foram observadas diferenças significativas. Não foram
40 observadas diferenças significativas entre as solubilidades das resinas P90 (12
41 semanas) e Z250 ou Z350 (4 semanas). Valores KHN foram
42 menos elevados para a resina P90 e semelhante para as resinas Z250 e Z350.
43 Efeito da termociclagem nos valores KHN foi observada para todos os
44 compostos ($p < 0,001$). *Conclusões:* Silorano produziu os menores valores DC e
45 KHN e exibiu baixa sorção de água e solubilidade em comparação as resinas à
46 base de metacrilato. Estas diferenças sugerem que as resinas com silorano
47 exibem uma melhor estabilidade hidrolítica após 3 meses de imersão em água
48 em comparação com as resinas à base de metacrilato convencionais.
49 *Significância clínica:* Silorano apresentou maior estabilidade hidrolítica após 3

1 meses de imersão em água do que as resinas à base de metacrilato, apesar de
2 valores mais baixos de DC e KHN.

3 4 **20) Degree of conversion and microhardness of TPO-containing** 5 **resin-based composites cured by polywave and monowave**

6 **LED units** Ario Santini, Vesna Miletic, Michael D. Swift, Mark Bradley

7 *Objetivos:* Para determinar o grau de conversão (DC) e microdureza Knoop
8 (KHN) de resinas compostas contendo óxido trimetilbenzoil-difenilfosfina (TPO)
9 polimerizado por polywave ou monowave LED unidades de fotoativação.

10 *Métodos:* Três grupos (cada n = 5) de Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent), Vit-I-
11 escence [(Ultradent) e Herculite XRV Ultra (Kerr) foram preparados em moldes de
12 Teflon (5 mm de diâmetro e 2 mm de espessura) e polimerizadas com polywave
13 Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent), polywave Valo (Ultradent) ou monowave
14 Bluephase (Ivoclar Vivadent; controle), resultando em nove grupos. DC e KHN
15 foram determinados utilizando espectroscopia de Raman e microdureza Knoop,
16 respectivamente. Cromatografia líquida de alta resolução e espectroscopia de
17 ressonância magnética nuclear foram utilizados para confirmar a presença ou
18 ausência de TPO nos três materiais não polimerizados. Os dados foram
19 analisados estatisticamente por ANOVA dois critérios e um critério e DC e KHN
20 foram correlacionados através da correlação de Pearson ($\alpha = 0,05$). *Resultados:*

21 TPO foi confirmado em Tetric EvoCeram e Vit-I-escence mas não em Herculite
22 XRV Ultra. Todos as três fontes de luz produziram comparável KHN para Tetric
23 EvoCeram e Herculite XRV Ultra ($p > 0,05$). Ambos as fontes de luz polywave
24 resultaram em significativamente mais elevada KHN para Vit-I-escence e maior
25 DC para Tetric EvoCeram e Vit-I-escence do que para o monowave Bluephase
26 ($p < 0,05$). Por outro lado, Bluephase apresentou maior DC que as duas fontes
27 de luz polywave em Herculite XRV Ultra ($p < 0,05$). Coeficiente de correlação de
28 Pearson foi $r = 0,818$. *Conclusões:* Fontes de luz Polywave LED melhoraram a
29 conversão de monômero em polímero e KHN nas duas resinas compostas
30 contendo TPO, mas não em Herculite XRV Ultra. DC e KHN foram linearmente
31 correlacionados em todas as três resinas compostas. Vit-I-escence apresentou a
32 maior DC e KHN dos três materiais testados. **A desvantagem de TPO e outros**
33 **fotoiniciadores alternativos é a absorção de luz deslocada para o espectro**
34 **de luz UV os quais são incompatíveis com o espectro de luz da unidade de**
35 **luz de polimerização LED. O estreito espectro de luz dos comercialmente**
36 **disponíveis LED é limitado para 420- 490 nm para coincidir com o pico de**
37 **absorção da canforoquinona o que pode conduzir para insuficiente**
38 **capacidade das unidades de luz de cura, independente da sua intensidade**
39 **de luz, para curar materiais resinosos que contenham iniciadores diferentes**
40 **da canforoquinona. Significância clínica:** O uso de LEDs polywave melhoram
41 significativamente tanto a DC e KHN de materiais que contêm TPO. Isto deve ser
42 tomado em conta quando se polimeriza tons mais claros de resina composta até
43 mesmo se os fabricantes não indicam a presença de TPO em seus materiais.

44 45 **21) Progress in dimethacrylate-based dental composite** 46 **technology and curing efficiency**

47 **Julian G. Leprince, William M. Palin, Mohammed A. Hadis, Jacques Devaux,**
48 **Gaetane Leloup**

49 *Objetivos.* Este trabalho tem como objetivo revisar os fatores chaves que
50 afetam a eficiência de polimerização de resinas compostas ativado por luz. As

1 diferentes propriedades e métodos utilizados para avaliar a eficiência de
2 polimerização poderão ser criticamente avaliados com foco no desenvolvimento
3 em tecnologia para fotopolímeros dentais e como os avanços recentes têm
4 tentado melhorar as deficiências de resinas compostas contemporâneas.
5 *Métodos.* Além da literatura clássica sobre o assunto, a avaliação centrou-se
6 especialmente em artigos publicados desde 2009. A pesquisa bibliográfica foi
7 realizada em Scopus com os termos " resina dental OU dimetacrilato". A lista foi
8 exibida e todos os documentos relevantes para os objetivos deste trabalho foram
9 incluídos. *Resultados.* Embora as novas tecnologias de monômeros tenham sido
10 desenvolvidas e algumas delas já introduzidas no mercado dental, **compósitos à**
11 **base de metacrilato ainda representam atualmente a grande maioria dos**
12 **materiais disponíveis comercialmente para a restauração direta.** A
13 fotopolimerização de resinas compostas tem sido objeto de inúmeras
14 publicações, que destacam o grande impacto do processo de endurecimento
15 sobre as propriedades do material e qualidade da restauração final. Muitos
16 fatores afetam a eficiência de polimerização, sejam eles intrínseco; tipo de
17 fotoiniciador e concentração, viscosidade (relação e composição de co-
18 monômero, conteúdo de carga) e propriedades ópticas, ou extrínseco; tipo de luz
19 e espectro, parâmetros de irradiação(energia radiante, tempo e irradiância), a
20 modo de polimerização, a temperatura e o posicionamento da fonte de luz.
21 **Existem atualmente evidências convincentes que a viscosidade inicial da**
22 **resina é um importante parâmetro na cinética da reação e final do grau de**
23 **conversão de polímeros de dimetacrilato, o que afeta a mobilidade dos**
24 **monômeros e a sua reatividade. Dois fatores podem afetar a viscosidade**
25 **local do sistema de monômeros: primeiro, a composição do monômero, e**
26 **segundo, o conteúdo de carga. Variações na estrutura molecular dos**
27 **monômeros (di ou polimetacrilato, peso molecular) e proporções podem**
28 **significativamente afetar a eficiência de polimerização. Cargas também têm**
29 **um maior impacto sobre a eficiência de polimerização e as partículas dentro**
30 **da resina contribuem para uma diminuição do grau máximo de conversão.**
31 **Mesmo num constante volume, diferenças no tamanho da carga e**
32 **geometria, resultam em significativa diferença no grau de conversão. Isso**
33 **pode ocorrer devido a diferenças na mobilidade dos monômeros, modulada**
34 **por variações na área de contato resina-carga, o qual pode levar a**
35 **mudanças na viscosidade da resina ao redor da carga, favorecendo uma**
36 **vitrificação precoce.**

37 ***22) Influence of viscosity and amine content on C = C conversion and***
38 ***color stability of experimental composites***
39 **Fernanda Missio Camargo, Álvaro Della Bonaa, R.R. Moraes, C.R. Coutinho**
40 **de Souza, Luis Felipe Schneider**

41 *Objetivos.* Para investigar a influência da canforquinona (CQ): relação da
42 amina sobre o grau de conversão C=C (DC) e a estabilidade da cor dos
43 compósitos dentários experimentais formulados com diferentes viscosidades de
44 co-monômero, indiretamente determinados por variações na taxa de co-
45 monômeros. *Materiais e métodos.* Compósitos experimentais foram formulados
46 em duas diferentes proporções molares de Bis:TEGDMA (50:50 e 70:30). As
47 viscosidades foram avaliadas com um viscometro. Para cada compósito
48 formulado, quatro diferentes proporções de CQ: amina foram adicionadas: 1: 1, 1:

1 2, 1: 3 OR 1: 4% molar. Os materiais foram carregados com 40% em peso de
2 partículas de vidro silanizadas. DC foi determinado por espectroscopia de
3 infravermelho transformada por Fourier com o modo de reflectância atenuada
4 (ATR-FTIR). Um espectrofotômetro foi utilizado para medir o sistema CIE L * a *
5 b * da coordenada cor 24 h após a polimerização e após 2 meses de
6 armazenamento em água. As alterações de cor (ΔE) foram calculados. Dados
7 foram analisados estatisticamente por meio de análises de variância (ANOVA),
8 Tukey e teste de Student-t ($\alpha = 0,05$). *Results.* O 50:50 BisGMA: co-monômero
9 TEGDMA apresentou menor viscosidade do que 70:30. DC foi afetado pela
10 proporção CQ: amina, e não pela viscosidade do co-monômero, mas a interação
11 entre estes dois fatores foi significativa. Coordenadas a * b * foram
12 dependentes da proporção CQ : amina ou BisGMA:TEGDMA, enquanto L * não
13 foi. Valores de b * estavam diretamente relacionadas com a quantidade de amina
14 na formulação, independentemente da viscosidade do co-monômero. ΔE foi
15 dependente da quantidade de amina, mas não da viscosidade do material.
16 *Significância.* DC foi influenciado pela proporção CQ: amina. A influência da
17 viscosidade em DC foi dependente da proporção CQ: amina e exibiu
18 comportamento distinto. Coordenadas a * e b * foram afetadas pela proporção
19 CQ: amina e BisGMA:TEGDMA A alteração da cor (ΔE) foi afetada pela
20 proporção CQ: amina mas não pela viscosidade. **BisGMA é um monômero de**
21 **alto peso molecular com alta viscosidade. Essas características não**
22 **permitem que este monômero seja usado sozinho nas formulações de**
23 **resinas compostas dentais. Co-monômeros com baixa viscosidade são**
24 **usados como diluentes, particularmente o trietilenoglicol dimetacrilato**
25 **(TEGDMA)**

26 **23) Physico-mechanical characteristics of commercially available** 27 **bulk-fill composites**

28 **Julian G. Leprince, William M. Palin, Julie Vanacker, Joseph Sabbagh,**
29 **Jacques Devaux, Gaetane Leloup**

30 *Objetivos:* Resinas bulk-fill têm surgido, sem dúvida, como uma nova " classe "
31 de resinas compostas, as quais afirmam serem capazes de restauração em
32 camadas espessas, de até 4 mm. O objetivo deste trabalho foi comparar, em
33 condições ideais de polimerização, as propriedades físico-mecânicas das mais
34 atuais resinas compostas bulk-fill disponíveis com duas resinas compostas
35 convencionais escolhidas como referência, uma com alto conteúdo de carga e
36 uma resina composta "nanohíbrida" fluida. *Métodos:* Tetric EvoCeram Bulk-Fill
37 (Ivoclar-Vivadent), Venus Bulk Fill (Heraeus Kulzer), SDR (Dentsply), X-tra Fil
38 (VOCO), X-tra Base (VOCO), Sonic Fill (Kerr), Filtek Bulk-Fill (3M-Espe), Xenius
39 (GC) foram comparados com os dois materiais de referência. Os materiais foram
40 fotopolimerizados durante 40 s em um molde de teflon de 2 mm X 2 mm X 25
41 mm. Grau de conversão foi medido por espectroscopia de Raman, módulo de
42 elasticidade e resistência à flexão foram avaliadas por flexão em três pontos,
43 dureza de superfície usando microindentador Vickers antes e após 24 h de
44 armazenamento no etanol, conteúdo de carga em peso por análise
45 termogravimétrica. A relação de dureza de superfície antes e após o
46 armazenamento no etanol foi considerada como uma avaliação de amolecimento
47 do polímero. Os dados foram analisados por ANOVA um critério e teste post hoc
48 de Tukey ($p = 0,05$). Resultados: As propriedades mecânicas dos compósitos
49 bulk-fill foram em sua maioria menores em comparação com o material

1 convencional de alta viscosidade, e, no melhor dos casos, comparável a resina
2 fluida convencional. Correlações lineares das propriedades mecânicas
3 investigados eram pobres com grau de conversão ($0,09 < R < 0,41$) e boa com
4 teor de carga ($R > 0,8$). Amolecimento em etanol revelou diferenças na densidade
5 da rede de polímero entre os tipos de materiais. *Conclusão:* A redução de tempo
6 e melhoria da conveniência associada com materiais bulk-fill é uma clara
7 vantagem desta classe particular de material. No entanto, um compromisso com
8 as propriedades mecânicas comparadas com materiais nanohíbridos
9 convencionais comercialmente disponíveis foi demonstrado pelo presente
10 trabalho. **Finalmente, é importante mencionar que os valores presentes**
11 **foram medidos sob condições ideais de laboratório, alta irradiância, tempo**
12 **de polimerização mais longo e alta proximidade da fonte de luz com a**
13 **amostra, o qual pode não necessariamente ser esperado na prática clínica.**
14 **A comparação de propriedades de resinas compostas comerciais é**
15 **dificultada, pois parâmetros como o tamanho das partículas e morfologia,**
16 **tipo de monômero e proporção ou química do fotoiniciador variam**
17 **grandemente entre os produtos, e não há informação precisa por parte dos**
18 **fabricantes.**

19

INSTRUCTIONS TO AUTHORS

New Instructions as of 20 September 2008

Operative Dentistry requires electronic submission of all manuscripts. All submissions must be sent to Operative Dentistry using the [Allen Track upload site](#). Your manuscript will only be considered officially submitted after it has been approved through our initial quality control check, and any problems have been fixed. You will have 6 days from when you start the process to submit and approve the manuscript. After the 6 day limit, if you have not finished the submission, your submission will be removed from the server. You are still able to submit the manuscript, but you must start from the beginning. Be prepared to submit the following manuscript files in your upload:

- A Laboratory or Clinical Research Manuscript file must include:
 - a title
 - a running (short) title
 - a clinical relevance statement
 - a concise summary (abstract)
 - introduction, methods & materials, results, discussion and conclusion
 - references (see Below)
 - The manuscript **MUST NOT** include any:
 - identifying information such as:
 - Authors
 - Acknowledgements
 - Correspondence information
 - Figures
 - Graphs
 - Tables
- An acknowledgement, disclaimer and/or recognition of support (if applicable) must in a separate file and uploaded as supplemental material.
- All figures, illustrations, graphs and tables must also be provided as individual files. These should be high resolution images, which are used by the editor in the actual typesetting of your manuscript. Please refer to the instructions below for acceptable formats.
- All other manuscript types use this template, with the appropriate changes as listed below.

Complete the online form which includes complete author information and select the files you would like to send to Operative Dentistry. Manuscripts that do not meet our formatting and data requirements listed below will be sent back to the corresponding author for correction.

GENERAL INFORMATION

- All materials submitted for publication must be submitted exclusively to Operative Dentistry.
- The editor reserves the right to make literary corrections.
- Currently, color will be provided at no cost to the author if the editor deems it essential to the manuscript. However, we reserve the right to convert to gray scale

- 1 if color does not contribute significantly to the quality and/or information content
2 of the paper.
- 3 • The author(s) retain(s) the right to formally withdraw the paper from consideration
4 and/or publication if they disagree with editorial decisions.
 - 5 • International authors whose native language is not English must have their work
6 reviewed by a native English speaker prior to submission.
 - 7 • Spelling must conform to the American Heritage Dictionary of the English
8 Language, and SI units for scientific measurement are preferred.
 - 9 • While we do not currently have limitations on the length of manuscripts, we expect
10 papers to be concise; Authors are also encouraged to be selective in their use of
11 figures and tables, using only those that contribute significantly to the
12 understanding of the research.
 - 13 • Acknowledgement of receipt is sent automatically. If you do not receive such an
14 acknowledgement, please contact us at editor@jopdent.org rather than resending
15 your paper.
 - 16 • **IMPORTANT:** Please add our e-mail address to your address book on your server
17 to prevent transmission problems from spam and other filters. Also make sure that
18 your server will accept larger file sizes. This is particularly important since we
19 send page-proofs for review and correction as .pdf files.

20 REQUIREMENTS

21 • FOR ALL MANUSCRIPTS

- 22
- 23 1. **CORRESPONDING AUTHOR** must provide a WORKING / VALID e-
24 mail address which will be used for all communication with the journal.
25 **NOTE: Corresponding authors MUST update their profile if their e-mail or**
26 **postal address changes. If we cannot contact authors within seven days,**
27 **their manuscript will be removed from our publication queue.**
 - 28 2. **AUTHOR INFORMATION** must include:
 - 29 ▪ full name of all authors
 - 30 ▪ complete mailing address **for each author**
 - 31 ▪ degrees (e.g. DDS, DMD, PhD)
 - 32 ▪ affiliation (e.g. Department of Dental Materials, School of
33 Dentistry, University of Michigan)
 - 34 3. **MENTION OF COMMERCIAL PRODUCTS/EQUIPMENT** must
35 include:
 - 36 ▪ full name of product
 - 37 ▪ full name of manufacturer
 - 38 ▪ city, state and/or country of manufacturer
 - 39 4. **MANUSCRIPTS AND TABLES** must be provided as Word files. Please
40 limit size of tables to no more than one US letter sized page. (8 ½" x 11")
 - 41 5. **ILLUSTRATIONS, GRAPHS AND FIGURES** must be provided as
42 TIFF or JPEG files with the following parameters

- 1 ▪ line art (and tables that are submitted as a graphic) must be sized at
- 2 approximately 5” x 7” and have a resolution of 1200 dpi.
- 3 ▪ gray scale/black & white figures must have a minimum size of 3.5”
- 4 x 5”, and a maximum size of 5” x 7” and a minimum resolution of
- 5 300 dpi and a maximum of 400 dpi.
- 6 ▪ color figures must have a minimum size of 2.5” x 3.5”, and a
- 7 maximum size of 3.5” x 5” and a minimum resolution of 300 dpi
- 8 and a maximum of 400 dpi.
- 9 ▪ color photographs must be sized at approximately 3.5” x 5” and
- 10 have a resolution of 300 dpi.

11

12 • **OTHER MANUSCRIPT TYPES**

13 1. **CLINICAL TECHNIQUE/CASE STUDY MANUSCRIPTS** must

14 include:

- 15 ▪ a running (short) title
- 16 ▪ purpose
- 17 ▪ description of technique
- 18 ▪ list of materials used
- 19 ▪ potential problems
- 20 ▪ summary of advantages and disadvantages
- 21 ▪ references (see below)

22 2. **LITERATURE AND BOOK REVIEW MANUSCRIPTS** must include:

- 23 ▪ a running (short) title
- 24 ▪ a clinical relevance statement based on the conclusions of the
- 25 review
- 26 ▪ conclusions based on the literature review...without this, the review
- 27 is just an exercise
- 28 ▪ references (see below)

29

30 • **FOR REFERENCES**

31 **REFERENCES** must be numbered (superscripted numbers)

32 consecutively as they appear in the text and, where applicable, they should

33 appear after punctuation.

34 The reference list should be arranged in numeric sequence at the end of

35 the manuscript and should include:

- 36 1. Author(s) last name(s) and initial (ALL AUTHORS must be listed)
- 37 followed by the date of publication in parentheses.
- 38 2. Full article title.

- 1 3. Full journal name in italics (no abbreviations), volume and issue numbers
2 and first and last page numbers complete (i.e. 163-168 NOT attenuated
3 163-68).
- 4 4. Abstracts should be avoided when possible but, if used, must include the
5 above plus the abstract number and page number.
- 6 5. Book chapters must include chapter title, book title in italics, editors'
7 names (if appropriate), name of publisher and publishing address.
- 8 6. Websites may be used as references, but must include the date (day, month
9 and year) accessed for the information.
- 10 7. Papers in the course of publication should only be entered in the references
11 if they have been accepted for publication by a journal and then given in
12 the standard manner with "In press" following the journal name.
- 13 8. **DO NOT** include unpublished data or personal communications in the
14 reference list. Cite such references parenthetically in the text and include a
15 date.
- 16

1 **ARTIGO EM INGLÊS**

2

3 **Title Page**

4

5 Title: Microhardness of composite resins as a function of their inorganic content

6

7

8 Short title: Microhardness and inorganic content.

9

10

11 **Marta Fávaro Costa Cesário Pereira**

12 Dentist-Surgeon, Specialist, M.A. Student in Dentistry.

13 Dentistry Graduate Program, Dentistry Field of Concentration, School of Health and
14 Biosciences, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Paraná, Brazil.

15

16

17 **Sérgio Vieira** (corresponding author)

18 Dentist-Surgeon, Specialist, Master and Doctor of Dentistry.

19 Dentistry Graduate Program, Dentistry Field of Concentration, School of Health and
20 Biosciences, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Paraná, Brazil.

21 Rua Imaculada Conceição, 1155 - Prado Velho

22 CEP: 80215-901 Curitiba - PR - Brazil

23 Tel: +55 (41) 3271-1637; Fax: +55 (41) 3271-1405

24 E-mail: s.vieira@pucpr.com.br

25

1 **Abstract**

2
3 The aim of this study was to evaluate the Knoop microhardness (KHN-
4 kg/mm²) of the top and bottom surfaces of composite resins in relation to their
5 inorganic content (%). Eleven A2 shade composite resins were investigated: Filtek
6 Z250 XT (Z250), Filtek Z350 XT (Z350), Venus (VEN), Charisma (CHA),
7 Charisma Opal (CHAO), Charisma Diamond (CHAD), Opallis (OPAL), Esthet-X
8 HD (ESTH), Premisa (PRE), Brilliant NG (BRIL), and TPH3 (TPH). KHN values
9 were measured after storage in a dark environment at 37°C for 24 h at under high
10 relative humidity. Subsequently, the specimens were heated to determine their
11 inorganic content. The KHN data for the top and bottom surfaces were subjected
12 to two-way ANOVA and Tukey's HSD test; Pearson's Correlation test was used to
13 correlate KHN and inorganic content. The significance level adopted for all tests
14 was $\alpha=5\%$. The Z250 resin presented the highest values, and the OPAL resin the
15 lowest, for KHN at the top and bottom surfaces. The inorganic content ranged
16 from 77.62% to 68.77%, with CHAD showing the highest percentage and OPAL,
17 the lowest. In conclusion, the correlation between the variable microhardness and
18 inorganic content is material dependent, given that for this study, most of the
19 composite resins assessed showed an increase in microhardness with an
20 increase in inorganic content. Top surface microhardness was higher than that of
21 the bottom surface, regardless of the composite resin.

22
23
24
25 *Key words: hardness, composite resin, filler particle size.*
26
27
28
29

30 Clinical relevance: This study may be useful to clinicians in choosing
31 composite resins with the best mechanical properties, leading to improved clinical
32 performance and increased longevity.
33

1 Introduction

2 Since the development of the first composite resins, many efforts have
3 been made to improve their clinical performance.^{1,2} Composite resins consist of a
4 polymeric matrix combined with inorganic fillers reinforced with silane, which
5 promotes bonding between the organic matrix and the fillers.^{3,4} Research on the
6 matrix of composite resins is primarily based on the development of new
7 monomers, whereas studies on filler content focus on the amount, particle size,
8 silanization, and development of new particles.¹ Such studies are of great
9 importance because of the mechanical properties, such as compression strength,
10 hardness, flexural strength and modulus of elasticity, of composite resin are highly
11 dependent on the amount, size, and shape of the filler particles.^{1,2}

12 Several classification systems for composite resins have been developed
13 based on the size of the filler particles.^{4,5} According to Ferracane,⁶ within each
14 type of composite, the materials are distinguished by the characteristics of their
15 reinforcement fillers and particularly their size. Microparticle resins typically
16 contain 40-50 nm silica filler, microhybrid resins contain 0.4-1 μm glass filler in
17 addition to 40 nm silica filler, and the most recent innovation has been the
18 development of nanoparticle composites, which contain particles with an average
19 size of 1-100 nm.⁶ Numerous manufacturers have modified their microhybrid resin
20 formulas to include more nanoparticles. This group has been referred to as
21 nanohybrid resins. Nanoparticle and nanohybrid materials represent the most
22 current technology in terms of filler formula.^{6,7} Nanocomposites include
23 nanohybrids, which contain glass powder filler and discrete nanoparticles, and
24 nanoparticles, which contain nano-sized particles and clusters.^{7,8}

25 The polymerization efficiency of a composite resin can be evaluated using
26 either direct or indirect methods; indirect methods include the Knoop and Vickers
27 indentation microhardness tests, which are the most widely used.⁹ The hardness
28 of a composite is the quality of a material to provide resistance to degradation
29 forces and improve restorative function. Microhardness tests are relatively simple
30 methods that provide reliable results.^{10,11}

31 The mechanical properties relate mainly to filler content, where composites
32 with the most amount of filler are stronger, harder and more resistant.⁶ As such,
33 the aim during manufacture of these materials is to maximize the amount of filler

1 and minimize the particle size without adversely affecting other properties.⁵ The
2 filler percentage can be expressed in terms of mass or volume, and both can be
3 used to study the influence of the filler amount on the mechanical properties.³

4 Dental composites currently used possess mechanical properties that are
5 suitable for use in all areas of the mouth. However, there are concerns regarding
6 fracture and wear of these materials when placed under high-stress situations,
7 such as in patients with bruxism or parafunctional habits.⁶ Wear is considered a
8 minor problem with currently used composites, largely due to the size of the
9 particles, which can significantly reduce the intensity of abrasive wear. However,
10 when used in substantial restorations, for example, several teeth in one quadrant,
11 and when used to rebuild cuspids, the wear of these materials should be
12 considered.⁶

13 The aim of this study was to evaluate the microhardness of the top and
14 bottom surfaces of composite resins in relation to their inorganic content. The null
15 hypotheses tested in the study are:

- 16 1) There is no significant difference in the average microhardness (KHN)
17 values in relation to surface (top and bottom), regardless of the resin.
- 18 2) There is no significant correlation between the variables of
19 microhardness (KHN) and inorganic content (%).

20

1 **Materials and Methods**

2 Table 1 shows the 11, A2 shade, composite resins evaluated for this study.

3

4

Table1: Description of the resins used in this study.

Product Manufacturer	Batch	Matrix	Photoinitiator	Filler	Inorganic Content
Filtek Z250 XT (Z250) 3M Espe, St. Paul, MN, USA	1326700385	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA Bis-EMA	NI*	0.2 nm Silica 0.1-10 µm Zirconia/Silica	81.8%
Filtek Z350 XT (Z350) 3M Espe, St. Paul, MN, USA	1320400385	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA, Bis-EMA	NI*	0.2 µm Silica 4-11 µm Zirconia	78.5%
Venus (VES) Heraeus-Kulzer, Hanau, Germany	10406	Bis-GMA	NI*	ø 0.7 µm; max < 2 µm barium aluminum fluoride glass ø 0.04 µm dispersed silicon dioxide	78%
Charisma (CHA) Heraeus-Kulzer, Hanau, Germany	10600	Bis-GMA	NI*	0.02-2 µm barium aluminum fluoride glass 0.02-0.07 µm highly dispersed silicon dioxide	78%
Charisma Opal (CHAO) Heraeus-Kulzer, Hanau, Germany	10101	Bis-GMA	NI*	0.02-2 µm barium aluminum glass 0.02-0.07 µm highly dispersed silica	78%
Charisma Diamond (CHAD) Heraeus-Kulzer, Hanau, Germany	10045	TCI-DI-HEA de UDMA	NI*	5 nm-20 µm fillers Barium aluminum fluoride glass Highly discrete nanoparticles	82%
Opallis (OPAL) FGM Joinville, SC, Brazil	200513	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Bis-EMA	Camphorquinone	Barium aluminosilicate glass Silicon dioxide nanoparticle 40 nm to 3.0 µm particles and average size of 0.5 µm	78.5% to 79.8%
Esthet-X HD (ESTH) Dentsply, Milford, DE, USA	951136G	Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA	Camphorquinone	0.4 to 0.7 µm barium fluoro borosilicate glass and 0.04 µm nanosilica	NI*
TPH3 (TPH) Dentsply, York, PA, USA	9455916	Bis-GMA	NI*	Silanized barium aluminum borosilicate glass Silanized barium fluoro alumino borosilicate glass Silica	75%
Brilliant NG (BRIL) Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brazil	1304744	Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA,	NI*	0.1-2.5 µm particles Average size of 0.6 µm	80%
Premisa (PRE) Kerr, Orange, CA, USA	5024796	Bis-GMA, TEGDMA	Camphorquinone	Barium aluminum borosilicate glass with silica nanofiller	84%

5

Data supplied by the manufacturer

* No information

6

7

8

1 *Knoop Microhardness*

2 Ten specimens were manufactured with each composite resin using a two-
3 part metal mold, 5 mm in diameter and 2 mm thick. Under low-light conditions, the
4 mold was placed on a glass slide (Kasvi, Curitiba, PR, Brazil), ranging in
5 thickness from 0.13 to 0.16 mm, covered with a polyester strip (Maquira, Maringá,
6 PR, Brazil). The composite resin was inserted in a single motion to avoid forming
7 bubbles. The top surface of the mold was covered with another polyester strip
8 with a glass slide, and the entire assembly was pressed for 15 s using clamps.
9 Each specimen was photoactivated at the top surface for 40 s with a light intensity
10 of 1200 mW/cm² using a Radium-call LED light source (SDI, Bayswater, Victoria,
11 Australia) at a standardized light incidence perpendicular to the sample surface.
12 After polymerization, the specimens were carefully removed from the mold, the
13 bottom was highlighted with a permanent marker, any excess was removed using
14 a #15 scalpel blade (BD Company, Franklin Lakes, NJ, USA) and the specimens
15 were stored in the dark for 24 h, at 37°C, at high relative humidity to facilitate
16 monomer conversion.

17 After 24 h, the top of each specimen was manually filled for 30 s using
18 1200-, 1500- and 2000-grit SiC sandpaper (3M, Sumaré, SP, Brazil) and water.
19 The specimens were then polished using felt and grade 1 and ¼ micron diamond
20 paste (Arotec, Cotia, SP, Brazil) for 1 min. Between each cycle of filling and
21 polishing, the samples were agitated by ultrasonication in distilled water.

22 The microhardness test (HNV-2T, Shimadzu, Tokyo, Japan) was
23 conducted with a Knoop indenter at a constant load of 200 g for 20 s to create five
24 indentations on the top surface and five on the bottom surface of each sample, at
25 a distance of 1.5 mm from one another. In order to avoid reading errors, the top
26 and bottom surface microhardness measurements were restricted to within 1.0
27 mm of the edges to avoid any potential effect from the metal mold on the
28 polymerization of the composite resin.^{11,12} The distances and localization of the
29 indentations were similar for all the specimens.^{11,12} The final Knoop
30 microhardness values (KHN-kg/mm²) were obtained from the averages of those
31 five measurements.

32
33
34

1 *Bottom-top ratio*

2 The following formula was used to determine the bottom-top ratio values of
3 each composite resin:

4
5
$$X (\%) = 100 \times \left(\frac{\text{Bottom}}{\text{Top}} \right)$$

6
7

8
9 *Particle mass fraction*

10 For the heating experiments, 90 mg of each composite resin was prepared
11 using the same method as that used for the Knoop microhardness test. The
12 specimens were weighed using an Explorer analytical balance (Ohaus, Union, NJ,
13 USA) to determine the mass of the polymerized composite resin. To remove the
14 organic phase, the specimens were incinerated in a muffle furnace (Jung,
15 Blumenau, SC, Brazil) at 900°C for 60 min at a heating rate of 60°C per min. After
16 the specimens were heated, they were transferred to a cooling desiccator for 120
17 min, and then reweighed to determine the mass of the filler particles. The final
18 value used to determine the mass percent of the inorganic fraction was calculated
19 using the following formula:

20
21
$$X (\text{inorganic}) = \frac{100\% (\text{organic} + \text{inorganic}) \times \text{resin mass after heating}}{\text{resin mass before heating}}$$

22
23

24 *Statistical analysis*

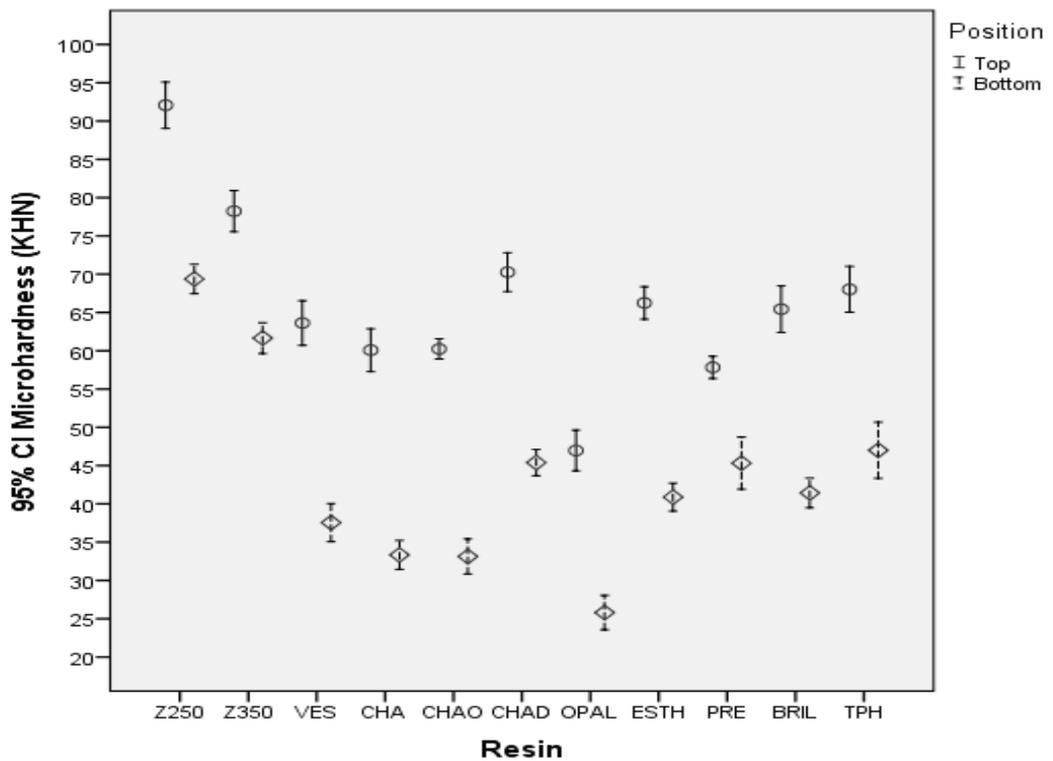
25 For the first hypothesis, the Shapiro-Wilk test was used to verify normality,
26 the Levene test was used to evaluate homogeneity of variance, the ANOVA test
27 was used to detect whether there was a difference between the data, and Tukey's
28 HSD test was used for multiple comparisons. Shapiro-Wilk and Pearson's
29 Correlation tests were used to verify the second hypothesis. All tests had a
30 significance level of 0.05. Data analysis was conducted using the SPSS 22.0
31 software (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

1 **Results**

2 *Microhardness*

3 The top and bottom surface microhardness values for each specimen were
4 obtained using the average of the five indentations made on each surface, and
5 are shown in Figure 1.

6



7

8

9 Figure 1. Average values for Knoop microhardness and confidence interval.

10

11 For top and bottom surface microhardness values, the Z250 resin had the
12 highest average values (top = 92.07 kg/mm², bottom = 69.38 kg/mm²) and the
13 OPAL resin the lowest (top = 46.97 kg/mm², bottom = 25.81 kg/mm²).

14 For all the resins evaluated, the values of average top surface
15 microhardness were larger than those for the bottom surface. The table below
16 shows the statistical differences in microhardness for the different resins and the
17 standard deviation.

18

19

20

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22

Position Top	Average (KHN) SD
Z250	92.07 (4.22) A
Z350	78.23 (3.76) B
CHAD	70.26 (3.54) C
TPH	68.02 (4.18) C D
ESTH	66.24 (2.97) C D
BRIL	65.44 (4.25) C D E
VES	63.62 (4.06) D E
CHAO	60.24 (1.86) E F
CHA	60.08 (3.91) E F
PRE	57.83 (2.04) F
OPAL	46.97 (3.72) G

Average values followed by the same letter indicate there is no difference at the 0.05 significance level. Different letters indicate a difference at the 0.05 significance level.

Table 3: Bottom microhardness averages (standard deviation)

Position Bottom	Average (KHN) SD
Z250	69.38 (2.69) A
Z350	61.65 (2.81) B
TPH	47.01 (5.14) C
PRE	45.32 (4.76) C D
CHAD	44.07 (2.39) C D
BRIL	41.43 (2.71) C D E
ESTH	40.89 (2.54) D E
VES	37.55 (3.48) E F
CHA	33.34 (2.63) F
CHAO	33.13 (3.21) F
OPAL	25.81 (3.21) G

Average values followed by the same letter indicate there is no difference at the 0.05 significance level. Different letters indicate a difference at the 0.05 significance level.

23 The Z250, Z350 and OPAL composite resins were different from all the
24 other resins evaluated for both the top and bottom positions, according to Tukey's
25 HSD test, with $p < 0.05$.

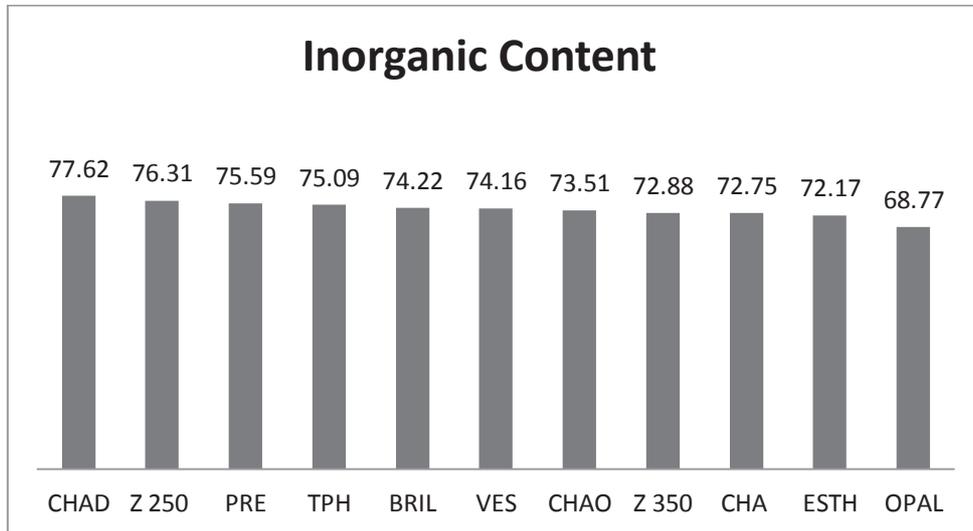
26
27 Table 4. Knoop microhardness bottom-top ratio.

Material	Z250	Z350	VES	CHA	CHAO	CHAD	OPAL	ESTH	PRE	BRIL	TPH
Bottom-top ratio (%)	75	79	59	55	55	63	55	62	78	63	69

28
29 The highest value of the bottom-top ratio of 79% was observed for the
30 Z350 composite resin, and three composite resins (OPAL, CHAO and CHA)
31 showed the lowest value of 55%.

1 *Particle mass fraction*

2
3 The inorganic filler content determined for each one of the eleven
4 composite resins is shown in Figure 2.



6
7 Figure 2: Percentage of inorganic mass content.

8
9 The values ranged from 77.62% and 68.77%, with CHAD showing the
10 highest percentage of filler mass and OPAL the lowest.

11 When measured filler content and microhardness, considering the top
12 surface it was positive with $r = 0.5824$ and statistically different from zero, showing
13 that increased filler content implies in increased microhardness, according to
14 Pearson's Correlation.

15 Likewise, for the bottom surface the correlation was $r = 0.5441$ and
16 statistically different from zero. The correlation for both top and bottom was
17 presented in the regular range between 0.30 and 0.60.

1 Discussion

2 Shade A2 was chosen for this study because it is widely used in other
3 research protocols, and because its dyes have reduced interference with resin
4 polymerization.¹¹ A minimum irradiation of 400 mW/cm² has generally been
5 recommended for all composite resins², and the LED device used had a light
6 intensity of 1200 mW/cm². The use of an LED was preferred due to its prolonged
7 lifespan and its low light output degradation over time. LEDs can be battery-
8 operated and consume little energy in addition to generating a wavelength interval
9 between 410 nm and 490 nm, which coincides with the central absorption peak of
10 the photoinitiator, camphorquinone.¹³

11 With regard to the microhardness values on the different surfaces, the data
12 from this study showed that the average microhardness values of the top surfaces
13 were higher than those of the bottom surfaces, which led to rejection of the first
14 hypothesis. The top surface showed increased polymerization of the composite
15 resin, in line with previous studies.^{13,14} Several factors, such as light output
16 intensity, exposure time, distance between light source and material, material
17 composition, shade, translucence and increment thickness, strongly impact the
18 amount of light energy reaching the top and bottom region of the composite resin
19 specimens.¹³ A standard polymerization time of 40 s was used for the eleven
20 composite resins, 2 mm in thickness, with the light source touching the slide
21 covering the specimen. The top surface usually receives enough light for
22 polymerization, but at greater depths with respect to the resin, the light attenuation
23 results in fewer excited camphorquinone molecules, and the probability of collision
24 with an amine consequently decreases. As a result, the polymerization reaction
25 occurs more slowly with less polymerization at the bottom, which leads to a
26 reduce degree of conversion and hardness.¹³

27 Despite the differences in methodology regarding the filler and time, the
28 microhardness values for the top surface obtained in this study corroborate the
29 data obtained by Blackham *et al.*⁵ Both these studies report a higher average
30 Knoop microhardness for the Z250 composite resin compared to the average
31 values for the ESTH and PRE resins. As observed by Moraes *et al.*¹⁵, the Z250
32 resin also presented higher average microhardness values for the bottom surface
33 when compared to the average values of the TPH3 and PRE resins. This study

1 demonstrated that the top and bottom surface microhardness values for the Z250
2 and Z350 resins were different from each other and higher than for all the other
3 composite resins. Therefore, it appears that resins consisting of a mixture of silica
4 and zirconia particles tend to show increased microhardness when compared to
5 resins consisting of only glass or silicate glass particles.

6 The microhardness results presented in Figure 1 demonstrate that the
7 resins showed interaction and difference. The interaction is represented by a
8 decrease in the average values for top microhardness into bottom microhardness,
9 which occurred with all resins, despite such decrease behavior being different
10 between them. In absolute values, it was observed that the PRE resin showed the
11 smallest decrease in microhardness values on going from the top to the bottom
12 surface, and the CHAO resin showed the highest decrease. Moreover, the resins
13 always showed a difference between the top and bottom surface microhardness
14 values as these two surfaces for a resin never touched, showing that the top
15 surface microhardness value was always higher than the bottom surface
16 microhardness value when analyzing the same resin.

17 According to Bouschlicher¹⁶, a bottom-top hardness ratio above 80%
18 indicates adequate depth of polymerization. The microhardness values are highly
19 dependent on the size, weight and volume of the filler particles, as well as on the
20 chemical composition of the composite resin when the testing tool produces an
21 indentation that is larger than the particles size.¹⁴ Consequently, the
22 microhardness values are the average of the filler and matrix microhardness.¹⁴
23 According to Torno⁹, calculating the degree of conversion based solely on the
24 bottom-top ratio may lead to misinterpretations, as the specimen tested can be
25 poorly polymerized, and if the bottom surface microhardness is similar to that of
26 the top, this ratio can be higher than 80%.⁹ Therefore if only this ratio is taken into
27 consideration, then among the resins investigated in this study, the PRE
28 composite resin, showing a bottom-top ratio of 78% (top = 57.83 kg/mm², bottom
29 = 45.32 kg/mm²) could be considered to be similar to the Z350 resin, which
30 showed a 79% bottom-top ratio (top = 78.23 kg/mm², bottom = 61.65 kg/mm²).
31 Thus, the conventionally used value of 80%-90% for the bottom-top ratio is not
32 appropriate to evaluate the polymerization efficiency of composite resins, unless a
33 minimum top and bottom hardness limit is established for composite resins.⁹

1 The data obtained in this study demonstrate a tendency in which an
2 increase amount of filler mass results in increased microhardness values.
3 However, that was not true for all the composite resins evaluated, which led to the
4 second hypothesis being accepted. The eleven composite resins evaluated
5 showed that the inorganic content exhibited a maximum variation of 12% between
6 CHAD and OPAL. For values up to 20%, the data distribution is considered
7 homogeneous based on Pearson's Coefficient of Variation.

8 There are different methods to evaluate the filler amount in relation to
9 composite resins mass. Thermogravimetric analysis (TGA) and the heating
10 technique are both based on the elimination of the organic fraction of a composite
11 resin by heating at a constant temperature, with the remaining part corresponding
12 to the inorganic filler. The stability pattern observed in the TGA curves beyond
13 750°C can also be used to validate the heating technique, which involves heating
14 at 900°C for 1 h. A low standard deviation was observed in both techniques
15 regarding the percentage of filler particles.^{1,3} In this study, we observed a
16 difference between the data obtained and the data supplied by the manufacturers,
17 using the heating technique. In all composite resins, the percentage of inorganic
18 content was lower than that reported by the manufacturers. A possible
19 explanation for such variation is the thickness of the layer and amount of silane.
20 The silanization process plays a key role in the bonding of the organic resin matrix
21 to the inorganic filler. The surface area of the fillers will impact the percentage of
22 silane used; the smaller the fillers, the higher is the amount of silane.^{3,17}

23 The inorganic content is the main component in composite resins that
24 significantly affects translucence, and the amount, size, and shape of the filler
25 particles affect light dispersion. When the particle size is lower than the
26 wavelength of visible light (400 nm to 800 nm), it is likely that the light may not
27 scatter that wavelength.¹⁸ This could be a likely reason why, in this study, the
28 highest microhardness values were obtained with the Z250 nanoparticle resin,
29 since with particles of up to 100 nm there would be no interference of the filler
30 particles with the passage of light. Conversely, in the OPAL resin with larger filler
31 particles, the size of which can reach up to 3.0 µm (3.000nm), there would be less
32 passage of light resulting in lower microhardness values. However, the particles
33 do not interfere with the spectrum band used to determine the conversion
34 percentage of the resin.¹⁹

1 The photoinitiator system used in dental composites is another factor that
2 can affect microhardness. It represents a group of molecules capable of
3 absorbing light, thus initiating the polymerization reaction. The association
4 between camphorquinone (CQ) and the tertiary amine is the most commonly used
5 photoinitiator system and new photoinitiators, such as the phosphine oxide
6 derivatives known as TPOs, have been introduced.^{18,20} The drawback of TPOs
7 and other photoinitiators is the light absorption that is directed in the UV light
8 spectrum and polymerization becomes incompatible with LED use, which may
9 lead to an insufficient polymerization capacity in resin materials.²⁰ This may
10 suggests that, among the eleven resins studied, there may be photoinitiators that
11 are different from camphorquinone, which interfere with the microhardness
12 values.

13 In relation to the monomers, although other new types have been
14 developed, dimethacrylate resins still represent the most widely used
15 commercially-available material for direct restorations.²¹ Monomer viscosity
16 interferes with the polymerization efficiency of composite resins, once that high-
17 viscosity monomers present less malleability, a lower degree of conversion and a
18 lower polymerization rate.²¹ All of the eleven resin groups evaluated, feature some
19 variation of dimethacrylate in their matrix composition; however they are different
20 in viscosity. The VES, CHA and CHAO resins, whose matrix composition consists
21 solely of Bis-GMA, which is a high viscosity monomer²², presented identical top
22 and bottom average microhardness values, but they were lower than those
23 obtained by the Z250, Z350 and CHAD resins, which contain dimethacrylate
24 monomers of lower viscosities.

25 The comparison between the properties of commercial composite resins is
26 difficult since parameters such as particle size and morphology, monomer type
27 and proportion, or chemical composition of the photoinitiator vary greatly between
28 products, and the information provided by the manufacturers is not accurate.²³
29 However, this research can assist clinicians in choosing composite resins with the
30 best mechanical properties, thus leading to an improved clinical performance and
31 increased longevity.

32 Finally, it is worth mentioning that the values obtained were measured under
33 optimal lab conditions of high irradiance, longer polymerization time, and close

- 1 proximity of the specimen to the light source, which may not necessarily be
- 2 expected in clinical practice.²³

1 **Conclusions**

2 Within the limitations of the work and supported by the data reported in this
3 study, it was concluded that:

4 1- Top surface microhardness is higher than that the bottom surface,
5 regardless of the resin type.

6 2- The correlation between the variable microhardness and inorganic
7 content is dependent, given that for this study most of the composite
8 resins showed increased hardness as the inorganic content increased.

9

10

11

12

13

14 **Acknowledgements**

15 The authors would like to thank 3M ESPE, Heraeus-Kulzer, FGM, Kerr,
16 Vigodent and Dentsply for the generous donation of materials for this study.

17

18

1 **References**

- 2 1. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G (2007) Characterization
3 of nanofilled compared to universal and microfilled composites *Dental*
4 *Materials* **23 (1)** 51-9.
- 5 2. Rastelli AN, Jacomassi DP, Faloni AP, Queiroz TP, Rojas SS, Bernardi
6 MI, Bagnato VS, Hernandez AC (2012) The filler content of the dental
7 composite resins and their influence on different properties *Microscopy*
8 *Research and Technique* **75(6)** 758-65.
- 9 3. Sabbagh J, Ryelandt L, Bachérius L, Biebuyck JJ, Vreven J, Lambrechts P,
10 Leloup G (2004) Characterization of the inorganic fraction of resin
11 composites *Journal of Oral Rehabilitation* **31(11)** 1090-101.
- 12 4. Karabela MM, Sideridou ID (2011) Synthesis and study of properties of
13 dental resin composites with different nanosilica particles size *Dental*
14 *Materials* **27(8)** 825-35.
- 15 5. Blackham JT, Vandewalle KS, Lien W (2009) Properties of hybrid resin
16 composite systems containing prepolymerized filler particles *Operative*
17 *Dentistry* **34(6)** 697-702.
- 18 6. Ferracane JL (2011) Resin composite--state of the art *Dental Materials*
19 **27(1)** 29-38.
- 20 7. Radz GM. Composite resins in 2013: an update on their progress (2013)
21 Compendium of Continuing Education in Dentistry **34(1)** 48-51.
- 22 8. Sideridou ID, Karabela MM, Vouvoudi ECh (2011) Physical properties of
23 current dental nanohybrid and nanofill light-cured resin composites *Dental*
24 *Materials* **27(6)** 598-607.
- 25 9. Torno V, Soares P, Martin JM, Mazur RF, Souza EM, Vieira S (2008)
26 Effects of irradiance, wavelength, and thermal emission of different light
27 curing units on the Knoop and Vickers hardness of a composite resin
28 *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*
29 **85(1)** 166-71.
- 30 10. Chang M, Dennison J, Yaman P (2013) Physical property evaluation of four
31 composite materials *Operative Dentistry* **38(5)** E144-53.

- 1 11. Price RB, Fahey J, Felix CM (2010) Knoop microhardness mapping used to
2 compare the efficacy of LED, QTH and PAC curing lights *Operative*
3 *Dentistry* **35(1)** 58-68.
- 4 12. Vandewalle KS, Roberts HW, Rueggeberg FA (2008) Power distribution
5 across the face of different light guides and its effect on composite surface
6 microhardness *J Esthet Restor Dent* **20(2)** 108-17; discussion 118.
- 7 13. Zhu S, Platt J (2011) Curing efficiency of three different curing modes at
8 different distances for four composites *Operative Dentistry* **36(4)** 362-71.
- 9 14. Jang JH, Park SH, Hwang IN (2015) Polymerization shrinkage and depth of
10 cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin *Operative*
11 *Dentistry* **40(2)** 172-80.
- 12 15. de Moraes RR, Gonçalves Lde S, Lancellotti AC, Consani S, Correr-
13 Sobrinho L, Sinhoreti MA (2009) Nanohybrid resin composites: nanofiller
14 loaded materials or traditional microhybrid resins? *Operative Dentistry*
15 **34(5)** 551-7.
- 16 16. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM (2004) Correlation of
17 bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of
18 resin composite compositions. *Operative Dentistry* **29(6)** 698-704.
- 19 17. Valente LL, Peralta SL, Ogliari FA, Cavalcante LM, Moraes RR (2013)
20 Comparative evaluation of dental resin composites based on micron- and
21 submicron-sized monomodal glass filler particles *Dental Materials* **29(11)**
22 1182-7.
- 23 18. Salgado VE, Albuquerque PP, Cavalcante LM, Pfeifer CS, Moraes RR,
24 Schneider LF (2014) Influence of photoinitiator system and nanofiller size
25 on the optical properties and cure efficiency of model composites *Dental*
26 *Materials* **30(10)** e264-71.
- 27 19. Porto IC, de Aguiar FH, Brandt WC, Liporoni PC (2013) Mechanical and
28 physical properties of silorane and methacrylate-based composites *Journal*
29 *of Dentistry* **41(8)** 732-9.
- 30 20. Santini A, Miletic V, Swift MD, Bradley M (2012) Degree of conversion and
31 microhardness of TPO-containing resin-based composites cured by
32 polywave and monowave LED units *Journal of Dentistry* **40(7)** 577-84.

- 1 21. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G (2013) Progress in
2 dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency
3 *Dental Materials* **29(2)** 139-56.
- 4 22. Camargo FM, Della Bona Á, Moraes RR, Coutinho de Souza CR,
5 Schneider LF (2015) Influence of viscosity and amine content on CC
6 conversion and color stability of experimental composites *Dental Materials*
7 **31(5)** e109-15.
- 8 23. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G
9 (2014) Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-
10 fill composites *Journal of Dentistry* **42(8)** 993-1000.
- 11